

Temperaturveränderungen bei Säuglingen und Kleinkindern während einer 3T-MRT-Untersuchung in Sedierung

Eine prospektive klinische Observationsstudie

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Dr. med.

an der Medizinischen Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von:

Nicole Bonhorst
28.06.1986, geboren in Schkeuditz

angefertigt an der:

Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie
des Universitätsklinikums Leipzig
Direktor: Prof. Dr. Udo X. Kaisers

Betreuerin: Prof. Dr. Claudia Philippi-Höhne

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom: 27.09.2011

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Joachim Thiery

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Wolfgang Hirsch

2. Berichterstatter: PD Dr. med. habil. Wolfgang Heinke

Tag der Promotion: 23.08.2011

Bibliographische Beschreibung

Nicole Bonhorst

Temperaturveränderungen bei Säuglingen und Kleinkindern während einer 3T-MRT-Untersuchung in Sedierung

Universität Leipzig, Dissertation

88 Seiten, 61 Literaturangaben, 17 Tabellen, 22 Abbildungen

Referat:

Bei einer MRT in Sedierung steht der potentielle Wärmeverlust über die Körperoberfläche einem Temperaturanstieg durch die Absorption von Energie aus dem Hochfrequenzfeld der Sendespule gegenüber.

Bei Schädel-MRT-Untersuchungen in bereits vorliegenden Studien (1,5T, 3T) konnte mittels Ohrtemperaturmessung vor und nach der MRT ein Temperaturanstieg von 0,5 °C bei Säuglingen und Kleinkindern gemessen werden.

In der vorliegenden Arbeit sollte untersucht werden, ob bei 3T-MRT-Untersuchungen unterschiedlicher Körperregionen und Dauer in Propofol-Sedierung bei Säuglingen und Kleinkindern eine Zu- oder Abnahme der Körpertemperatur stattfindet und ob eine kontinuierliche Temperaturüberwachung auf der Haut eine verlässliche Messmethode ist.

In der klinischen Observationsstudie wurden 50 Kinder im Alter bis zu 6 Jahren eingeschlossen und eine 3T-MRT in Propofol-Sedierung durchgeführt (ASA 1 und 2).

Erstmalig erfolgte die Temperaturüberwachung kontinuierlich axillär mit einem *Fiber TEMPTM Reusable Fiber-optic Surface Temperature Sensor* (In vivo, Orlando/Florida, USA). Zur Kontrolle wurde die Ohrtemperatur vor und nach der MRT mit einem Infrarotthermometer *First Temp Genius* (Covidien Deutschland GmbH) gemessen und vegetative Reaktionen dokumentiert.

Es zeigte sich ein mit der Literatur vergleichbarer signifikanter mittlerer Temperaturanstieg auf der Haut von $36,4 \pm 0,5$ °C auf $36,9 \pm 0,5$ °C auch bei unterschiedlichen Untersuchungszeiten und -regionen.

Die nachgewiesene Erwärmung ist bei gesunden Kindern nur von geringer klinischer Relevanz. Es sind bei einer 3T-MRT-Untersuchung weder eine verstärkte Wärmezufuhr noch eine Kühlung notwendig, um Säuglinge und Kleinkinder normotherm zu halten. Ist bei speziellen Indikationen eine kontinuierliche Temperaturüberwachung notwendig, liefert ein faseroptischer Temperatursensor korrekte Daten.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Die Magnet-Resonanz-Tomographie und ihre Bedeutung in der Kinderradiologie	1
1.2	Vorteile von MRT-Systemen mit höheren Feldstärken	2
1.3	Thermoregulation beim Menschen - insbesondere bei Kindern	3
1.4	Ziel der Studie	7
2	Patienten und Methoden	9
2.1	Studiendesign	9
2.2	Patientenkollektiv	9
2.3	ASA-Klassifikation	10
2.4	Ein- und Ausschlusskriterien, Abbruchkriterien	11
2.5	Untersuchungsablauf	11
2.6	Die Magnet-Resonanz-Tomographie	13
2.6.1	Funktionsweise	13
2.6.2	Spulen	14
2.6.3	Spezifische Absorptionsrate	16
2.7	Sedierung im MRT	16
2.8	Verwendung weiterer Medikamente	17
2.8.1	Dotarem [®] - Kontrastmittel	17
2.8.2	Buscopan [®]	18
2.9	Temperaturmessung	18
2.9.1	Infrarot-Ohrthermometer	18
2.9.2	Fiber TEMP Messsonde	19
2.10	Statistische Auswertung	22

3	Ergebnisse	23
3.1	Deskriptive Analyse des Patientenkollektivs	23
3.1.1	Untersuchungsregion	23
3.1.2	Geschlecht, Alter, Gewicht und Größe	24
3.1.3	ASA-Klassifikation	25
3.1.4	Zugrunde liegende Erkrankungen	25
3.2	Messergebnisse	26
3.2.1	Untersuchungsbedingungen	26
3.2.2	Temperaturmessung	28
3.3	Vegetative Reaktionen	32
3.4	Drop-outs	33
4	Diskussion	35
4.1	Studienkonzept	35
4.2	Diskussion der verwendeten Methoden	36
4.2.1	Die axillär gemessene Temperatur	37
4.2.2	Der <i>Fiber TEMPTM Reusable Fiber-optic Surface Tem-</i> <i>perature Sensor</i>	38
4.2.3	Die rektal gemessene Temperatur	38
4.2.4	Die tympanal gemessene Temperatur	39
4.2.5	Zusammenfassung der Messmethoden	40
4.3	Diskussion der Ergebnisse	41
4.3.1	Kurze Zusammenfassung der Ergebnisse	41
4.3.2	Entwicklung einer Hyperthermie	41
4.3.3	Entwicklung einer Hypothermie	45
4.3.4	Vergleich tympanal und axillär gemessener Temperaturen	49
4.3.5	Zusammenhänge zwischen Temperatur- veränderung und möglichen Kofaktoren	50
4.4	Schlussfolgerungen	51
5	Zusammenfassung	53
	Literaturverzeichnis	57
	Danksagung	67
	Eidesstattliche Erklärung	69
	Lebenslauf	71

Tabellenverzeichnis

2.1	Patientenkollektiv	10
2.2	Einteilung der American Society of Anesthesiologists	10
2.3	Ein- und Ausschlusskriterien sowie Abbruchkriterien	11
3.1	Altersverteilung in den 3 Untergruppen	24
3.2	Körpergewicht in den 3 Untergruppen	24
3.3	Körpergröße in den 3 Untergruppen	25
3.4	Scandauer gesamt und nach Untersuchungsregion unterteilt . .	26
3.5	Gesamtdauer in Abhängigkeit von der Untersuchungsregion . .	27
3.6	Überblick über die Sedierung mit Propofol	27
3.7	Ohrtemperaturen vor der MRT-Untersuchung in den einzelnen Untergruppen	28
3.8	Ohrtemperaturen nach der MRT-Untersuchung in den einzelnen Untergruppen	28
3.9	Hauttemperatur vor und nach der MRT-Untersuchung sowie Hauttemperaturdifferenz	29
3.10	Mittelwert der ersten 9 Hauttemperaturen vor der MRT-Untersuchung in den einzelnen Untergruppen	30
3.11	Mittelwert der letzten 8 Hauttemperaturen nach der MRT-Untersuchung in den einzelnen Untergruppen	30
3.12	Hauttemperaturdifferenz der Mittelwerte in den einzelnen Untergruppen	30
3.13	Überblick über die Kinder mit vegetativen Reaktionen	33
4.1	Normaltemperaturen an verschiedenen Messorten	37

Abbildungsverzeichnis

1.1	Übersicht über die Thermoregulation	4
1.2	Verhaltens- und autonome Thermoregulation	5
1.3	Wärmeerzeugung beim Säugling und Erwachsenen	6
2.1	Untersuchungsablauf	11
2.2	Kopf-Array-Spule	14
2.3	Kopf-Hals-Array-Spule	15
2.4	Body-Array-Spule	15
2.5	WS-Array-Spule	15
2.6	Infrarotthermometer	18
2.7	Fiber TEMP Messsonde	19
2.8	Faseroptische Messmethoden	20
2.9	Fabry-Pérot Interferometrie mittels optischem Resonator . . .	21
2.10	FP-Temperatursensor	21
3.1	Darstellung der Untersuchungsregionen	23
3.2	Zugrunde liegende Erkrankungen	25
3.3	Boxplot zur Darstellung der Ohrtemperaturdifferenzen (DIFFO) in °C	29
3.4	Hauttemperatur zu Beginn und am Ende der Untersuchung, *p < 0,05	31
3.5	Lineare Regression zwischen Hauttemperaturdifferenz der Mit- telwerte in °C (DIFFMW) und Scandauer in min (SCANDA)	31
3.6	Vegetative Reaktionen	32
3.7	Ursachen für Drop-outs	34
4.1	Wärmebilanz in Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur	45
4.2	Wärmebildung bei Abkühlung	48

Abkürzungsverzeichnis

ASA	American Society of Anesthesiologists
ATP	Adenosintriphosphat
BWS	Brustwirbelsäule
CCD	charge coupled device: optoelektrischer Sensor, der die Helligkeitswerte einer definierten Strecke in elektrische Signale umwandelt und ausgibt
CT	Computertomographie
dB	Dezibel = Maß für den Schalldruckpegel
FP-Sensor	Fabry-Pérot-Sensor
GABA	γ -Aminobuttersäure
HF	Hochfrequenz
Hg	Quecksilber
HWS	Halswirbelsäule
HWZ	Halbwertszeit
KG	Körpergewicht
KM	Kontrastmittel
LWS	Lendenwirbelsäule
MM-Faser	Multimode-Faser: Kerndurchmesser von ca. $100 \frac{1}{4} \mu\text{m}$, Verwendung von weißem Licht
MRA	Magnet-Resonanz-Angiographie

MRS	Magnet-Resonanz-Spektroskopie
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie
Pyrometer	Temperaturmessung anhand der temperaturabhängigen Infrarotabstrahlung
RF-Energie	Radiofrequenz-Energie
SAR	Spezifische Absorptionsrate
SD	Standard Deviation (Standardabweichung)
SNR	Signal-to-noise ratio (Signal-zu-Rausch-Verhältnis)
T	Tesla = SI-Einheit für die magnetische Flussdichte
WS	Wirbelsäule
ZNS	Zentrales Nervensystem

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Die Magnet-Resonanz-Tomographie und ihre Bedeutung in der Kinderradiologie

Die Magnetresonanztomographie ist ein weitgehend untersucherunabhängiges, nicht-invasives, schmerzloses und stets reproduzierbares bildgebendes Verfahren, dessen Indikationsspektrum sich aufgrund zahlreicher Vorteile kontinuierlich erweitert.

Besonders der Verzicht auf schädigende ionisierende Strahlung führt dazu, dass die MRT eine führende Rolle in der Diagnostik bei Kindern einnimmt. Laut Zimmer-Brossy (2008) ist die MRT „nach der Sonographie das wichtigste Diagnose- und Schnittbildverfahren in der Kinderradiologie“.

Im Vergleich zu anderen Verfahren der diagnostischen Radiologie resultiert aus den verschiedenen Signalintensitäten der unterschiedlichen Weichteilgewebe eine hervorragende Darstellung von Details mit hoher Bildauflösung und sehr guter diagnostischer Aussagekraft, z.B. bezüglich Nerven- und Hirngewebe. „Für ZNS-Untersuchungen ist die MRT die beste bildgebende Methode bei Kindern aller Altersgruppen“ (Zimmer-Brossy 2008). Sie kommt v.a. bei der Darstellung angeborener Fehlbildungen des Gehirns oder Rückenmarks zur Anwendung (Gutmann et al. 2006; v. Paczynski et al. 2007).

Mit der MRT gelingt eine diagnostisch sehr gute Abbildung von soliden Tumoren in verschiedenen Ebenen, z.B. von bösartigen Neubildungen, wie dem Rhabdomyosarkom, Neuroblastom, Nephroblastom und Lymphom, die für das Kindesalter typisch sind. Retroperitoneale oder intraspinale Anteile lassen sich komplett darstellen. Eine Tumorerkrankung in benachbarte Strukturen kann nachgewiesen und die Beziehung zu Gefäßen mit einer KM-unterstützten Bolusangiographie abgebildet werden (Zimmer-Brossy 2008). Die MRT ist hinsichtlich der Früherkennung knöcherner Defekte (Zysten,

Erosionen) ein sensitives Verfahren und dem konventionellen Röntgenbild überlegen. Bei der Diagnostik von Knochenerkrankungen, wie z.B. Osteomyelitis oder ossären Tumorerkrankungen, ist die MRT das Mittel der Wahl. Durch Applikation von Kontrastmittel kann eine Aktivitätsbeurteilung entzündlicher Veränderungen erfolgen.

Die heute genutzten MRT-Geräte arbeiten mit Feldstärken von 1,5-3T. V. Paczynski et al. (2007) beschreiben, dass „das im MRT erzeugte Magnetfeld 15000-30000-mal stärker als das natürliche Erdmagnetfeld ist“. Zu beachten ist, dass es auf ferromagnetische Gegenstände eine immense Kraft ausübt und lebensgefährliche Folgen haben kann. Des Weiteren können elektrische Geräte wie Herzschrittmacher beschädigt werden. Hinzu kommt eine Erwärmung des Gewebes über einen Mikrowelleneffekt der Hochfrequenzwellen. Durch den geringen Durchmesser der Röhre kann es zu Beklemmungs- und Angstgefühlen kommen (Gutmann et al. 2006). Außerdem sind verglichen mit anderen bildgebenden Verfahren kinematische Untersuchungen und interventionelle Eingriffe relativ aufwendig und die Untersuchungszeiten i.d.R. länger (v. Paczynski et al. 2007). Hinzu kommen laute Klopfergeräusche bis zu $> 100\text{dB}$, die die Patienten verwirren und deren Angst steigern (Quirk et al. 1989).

1.2 Vorteile von MRT-Systemen mit höheren Feldstärken

Die Magnetresonanztomographie wird seit ca. 20 Jahren im klinischen Alltag eingesetzt. Während dieser Zeit hat sich die Technologie enorm weiterentwickelt und MRT-Systeme mit stärkeren Magnetfeldern und Hochfrequenzspulen hervorgebracht (Shellock und Cruess 2004).

Die 3T-MRT ist der 1,5T-MRT in verschiedenen Aspekten überlegen. Mit der Verdopplung der Feldstärke und der damit einhergehenden Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) sind wesentliche Vorteile verbunden (Schmitt et al. 2004). Es können dadurch eine bessere räumliche Auflösung oder eine schnellere Bildaufnahme erzielt werden (Baudendistel et al. 2004). Dagegen sind bekannte Nachteile eine Erhöhung der Empfindlichkeit auf Feldinhomogenitäten und veränderte Relaxationszeiten, welche zu Kontraständerungen führen (ebd.).

Durch die bessere Auflösung ist die Darstellung einer detailgetreuen Anatomie und die Entdeckung von zuvor nicht sichtbaren krankhaften Veränderungen möglich. Die verbesserte Bildqualität ermöglicht eine deutlichere Abbildung der Weichteile, wie Knochen, Knorpel, Sehnen und Bänder.

In der onkologischen Skelettdiagnostik hat die MRT die CT bereits weitgehend abgelöst. Ein besserer Patientenkomfort mit gesteigerter Akzeptanz der MRT wird durch eine höhere Bildgebungsgeschwindigkeit mit kürzeren Untersuchungs- und Narkosezeiten erreicht.

Des Weiteren ist ein größerer diagnostischer Nutzen v.a. in der neuroanatomischen Bildgebung, der MR-Angiographie (MRA) und bei muskuloskelettalen Erkrankungen zu verzeichnen (Schmitt et al. 2004). Eine höhere spektrale Auflösung ermöglicht die Untersuchung früher unzugänglicher Verbindungen, wie z.B. GABA (ebd.).

Für die MR-Spektroskopie (MRS) - v.a. in den Bereichen Becken und Prostata - liegt der Vorteil in der Erhöhung des SNR und der spektralen Auflösung. Zusammenfassend steigert die 3T-MRT gegenüber der 1,5T-MRT v.a. die diagnostische Sicherheit.

1.3 Thermoregulation beim Menschen - insbesondere bei Kindern

Der Mensch ist homöotherm, d.h. die Körperkerntemperatur wird zwischen 36,5-37°C konstant gehalten (Sessler 2008; Singer 2007). Die normale Körpertemperatur beträgt durchschnittlich 37°C mit einer zirkadianen Variationsbreite von ca. 1°C (Buggy und Crossley 2000; Sessler 2008).

Die Thermoregulation erfolgt nach dem Prinzip der negativen Rückkopplung (Abb.1.1).

Die Warm- und Kältsensoren der Haut sind in unterschiedlicher Dichte über den ganzen Körper verteilt. Während an den Extremitäten nur wenige Thermosensoren vorhanden sind, finden wir im Bereich der körpernahen Hautareale Gesicht und Brust eine größere Verteilungsdichte. Laut Sessler (2008) ist die Gesichtshaut 5-mal sensitiver als andere Regionen. Die Hauptareale der inneren Thermosensitivität sind der rostrale Hirnstamm (Regio praeroptica/vorderer Hypothalamus) und das Rückenmark (Persson 2007). Die inneren Wärmeneurone steigern bei lokaler Erwärmung ihre Entladungsrate und lösen Entwärmungsmechanismen, wie die Steigerung der Atemfrequenz, aus (ebd.). In geringerer Zahl lassen sich kälteempfindliche Neurone nachweisen, deren Aktivität mit sinkender Temperatur zunimmt (Sessler 2008). Auch im dorsalen Bauchraum und in der Skelettmuskulatur befinden sich Thermosensoren (Persson 2007).

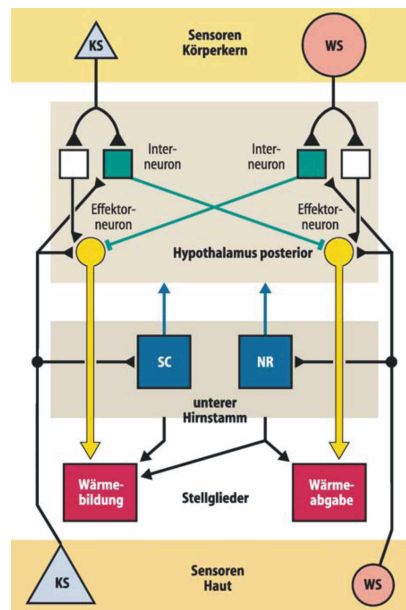


Abb. 1.1: Übersicht über die Thermoregulation

Quelle: Persson, P.B., 2007, Physiologie des Menschen, 30. neubearbeitete Aufl., Berlin Springer-Verlag

Die *grau* schattierten Flächen zeigen thermointegrative Bereiche: den hinteren Hypothalamus und den unteren Hirnstamm mit den Nuclei Raphé (NR) und der Regio subcoerulea (SC) zur Verarbeitung von Thermoafferenzen aus der Haut. *Grün*: inhibitorische Zwischenneurone im Hypothalamus, die eine reziproke Hemmung der Entwärmungs- bzw. Wärmebildungsprozesse vermitteln. *Gelb*: deszendierende Neuronensysteme zur Kontrolle der Stellglieder der Wärmebildung und -abgabe. KS: Kältsensoren; WS: Warmsensoren. Die vom unteren Hirnstamm abwärts zeigenden *gelben Pfeile* stellen Bahnverbindungen dar, durch welche die Kontrolle von Wärmebildung und Wärmeabgabe mit Hilfe der Effektorneurone moduliert wird.

Die Temperatursignale der Haut gelangen über den Tractus spinothalamicus (ebd.) und zwei Kerngebiete des unteren Hirnstammes - die Regio subcoerulea und die Raphekerne - zum Hypothalamus. Dabei werden Kältesignale über A δ -Fasern und Wärmesignale über nicht myelinisierte C-Fasern fortgeleitet (Sessler 2008). Die Temperatursignale der Gesichtshaut erreichen über Projektionsbahnen des kaudalen Trigeminskerns die Schaltzentrale, während die Informationen aus den Sensoren des Rückenmarks über den Tractus spinothalamicus und den Vorderseitenstrang geleitet werden (Persson 2007). Es wird vermutet, dass die Temperatursignale aus der Haut vorwiegend von Kältsensoren, die Signale aus dem Körperinneren v.a. von Warmsensoren geliefert werden. In der Area hypothalamica posterior werden Temperatursignale in Steuersignale umgesetzt.

Neben der Verhaltens-Thermoregulation (posteriorer Hypothalamus) spielt die unwillkürliche autonome Thermoregulation (anteriorer Hypothalamus) eine wichtige Rolle. Sie erfolgt über Vasokonstriktion bzw. -dilatation, Erhöhung des Muskeltonus und Kältezittern, Verbrennen von braunem Fettgewebe, Schweißsekretion und Pilomotorik (Persson 2007)(Abb. 1.2).

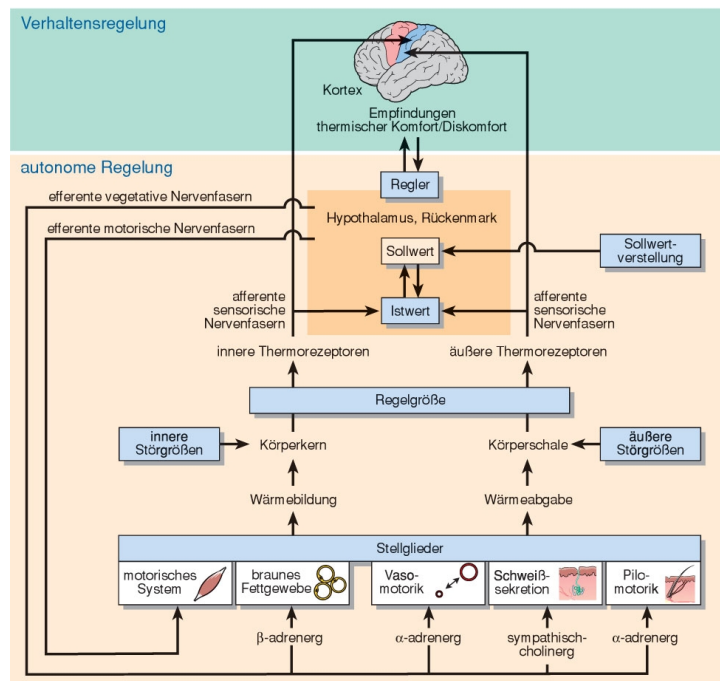


Abb. 1.2: Verhaltens- und autonome Thermoregulation

Quelle: Deetjen, P., Speckmann, E.J. und Hescheler, J., 2005, Physiologie, 4. Aufl., München: Elsevier, Urban & Fischer Verlag

Kinder besitzen von Anfang an eine intakte autonome Thermoregulation, um die Körpertemperatur konstant zu halten. Die Temperaturregulation bei Neugeborenen und Säuglingen unterscheidet sich aufgrund physiologischer Besonderheiten von denen der Erwachsenen. Kinder haben im Vergleich zu Erwachsenen ein 3-fach höheres Oberflächen-Volumen-Verhältnis (Bissonnette und Sessler 1992; Sessler 2000). Hierdurch werden Wärmeverluste und Unterkühlung begünstigt (Bissonnette und Sessler 1992; Sessler 2000, 2008). Außerdem besitzen sie eine nur dünne subkutane Fettschicht. Dadurch fehlt eine ausreichende Isolierung und die thermoneutrale Zone liegt folglich zwischen 32-34°C (Abb. 1.3).

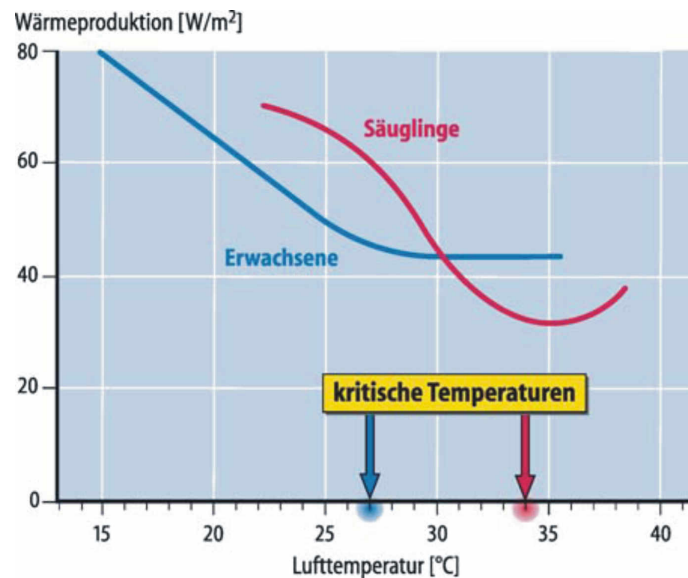


Abb. 1.3: Wärmeerzeugung beim Säugling und Erwachsenen

Quelle: Persson, P.B., 2007, Physiologie des Menschen, 30. neubearbeitete Aufl., Berlin Springer-Verlag

Thermoregulatorische Maßnahmen setzen infolge der dünnen Körperschale und der geringen Wärmeproduktion pro Oberfläche bereits bei Temperaturen unterhalb von 34°C ein. Die untere Temperaturgrenze, bei der Homöothermie gewährleistet ist, liegt beim Erwachsenen zwischen 0-5°C, bei Neugeborenen zwischen 23-25°C.

Des Weiteren geht im Vergleich zu Erwachsenen durch ein hohes Atemminutenvolumen relativ zum Körpergewicht mehr Wärme über die Lunge verloren. Um diesen Wärmeverlust zu vermindern reagiert der Körper noch vor einer gegenregulatorischen Stoffwechselsteigerung mit einer sympathikusvermittelten (α_1 -Rezeptoren) peripheren Vasokonstriktion (Bissonnette und Sessler 1992; Sessler 2008), „die die Wärmeleitfähigkeit der Körperschale senkt und damit den Körperkern isoliert“ (Singer 2007). Blässe und Marmorierung der Haut sind Zeichen einer peripheren Vasokonstriktion.

Erwachsene und Kinder ab 6 Jahren können über Erhöhung des Muskeltonus und Muskelkontraktionen (Shivering) zusätzlich Wärme produzieren (Sessler 2008). Durch Kältezittern kann der Körper die Wärmebildung um das 4-fache steigern.

„Die kältegegenregulatorische Stoffwechselsteigerung bei Erwachsenen verläuft relativ flach und erreicht ihr Maximum bei Umgebungstemperaturen zwischen 0°C und 5°C“ (Singer 2007).

Bei Kindern bis zum ersten Lebensjahr erfolgt eine Wärmeproduktion im braunen Fettgewebe (non shivering thermogenesis), welches sich an den Nieren und Nebennieren, im Mediastinum und zwischen den Schulterblättern be-

findet. Der Stoffwechselanstieg verläuft vergleichsweise steiler und die maximale Thermogenese ist bereits bei 23°C Umgebungstemperatur ausgeschöpft (Singer 2007). Das braune Fettgewebe besitzt Zellen mit multilokulärer Fettverteilung und zahlreiche Mitochondrien. Entkoppelnde Proteine der Mitochondrienmembran verhindern, dass der durch die Atmungskette erzeugte Protonengradient nicht zur ATP-Bildung genutzt werden kann und die Energie als Wärme frei wird. Der H^+ -Uniport-Carrier UCP-1 (Thermogenin) ist ein solches Protein (Sessler 2008). Bei länger anhaltendem Reiz kann die Mitochondriendichte erhöht werden und eine Hyperplasie des braunen Fettgewebes resultieren. Durch Stimulation von β_3 -adrenergen Rezeptoren in kalter Umgebung wird vermehrt Noradrenalin freigesetzt, die Thermogeninsynthese induziert und Triglyceride hydrolysiert, was einen hohen Sauerstoffverbrauch zur Folge hat. Durch Vasodilatation über β_2 -adrenerge Stimulation erfolgt die Wärmeweiterleitung und die Wärmebildung kann um das 1-2-fache des Grundumsatzes gesteigert werden.

Postganglionäre cholinerge sympathische Nervenfasern steuern die evaporative Wärmeabgabe beim Menschen (Sessler 2008). Eine Vasodilatation mit folgendem Wärmeverlust über die Haut erfolgt über eine Aktivitätsabnahme von α_1 -Rezeptoren.

Das Funktionieren aller menschlichen Lebensvorgänge ist auf die Aufrechterhaltung einer Körperkerntemperatur von 37°C angewiesen. Schon geringe Abweichungen von $\pm 4^\circ\text{C}$ bedeuten Lebensgefahr. Die Thermoregulation ist daher ein bedeutsamer lebenserhaltender Vorgang. Sie ist in der Lage, Unterschiede in der Umgebungstemperatur und körpereigenen Wärmeproduktion auszugleichen.

1.4 Ziel der Studie

Die technische Weiterentwicklung der Magnetresonanztomographie und das sich erweiternde Indikationsgebiet, insbesondere der interventionellen MRT, erfordern die Untersuchung möglicher Risiken und Nebenwirkungen dieses Untersuchungsverfahrens. Bei einer MRT von Säuglingen und Kleinkindern in Sedierung steht ein potentieller Wärmeverlust einem Temperaturanstieg durch die Absorption von Energie aus dem Hochfrequenzfeld der Spule gegenüber.

Durch Wechselwirkungen der elektromagnetischen Felder mit dem Patienten werden subjektives Wärmeempfinden (Boss et al. 2007) und nicht selten Schweißausbrüche von Patienten berichtet. Laut Kanal (1992) können elektromagnetische Wellen und sich schnell ändernde Gradientenfelder zu einer Wärmeeinwirkung auf den Patienten führen. Die größte Gefahrenquelle geht

dabei von der Wärmewirkung in oder in der Umgebung elektrisch leitfähiger Strukturen durch das elektromagnetische Hochfrequenzfeld aus. Dieses kann Gewebe sowohl direkt als auch indirekt durch zusätzliche Anwesenheit von metallischen Leitern erwärmen. Laut Shellock (2000) wird die „RF-Energie in Wärme überführt, indem ein Widerstandsverlust innerhalb der Gewebe stattfindet“. Es resultiert ein Temperaturanstieg durch die Absorption von Energie.

Neben der Hyperthermie, welche jeglichen Anstieg der Körperkerntemperatur gegen die Tendenz des Wärmeregulationszentrums beschreibt (Sessler 2008), ist ein potentieller Wärmeverlust im MRT denkbar. Letzterer kann durch Wärmeleitung (Wärmeabgabe an den MRT-Tisch), Wärmeleitung (Wärmeabgabe an Zugluft, 15%) und v.a. Wärmestrahlung (Wärmeabgabe an die Umgebungsluft durch Photonen, 60%), aber auch durch Evaporation entstehen (Sessler 2000, 2008; Shellock 2000). Des Weiteren bewirkt der Einsatz von Narkotika eine Störung der zentralen Thermoregulation (Bissonnette und Sessler 1992; Sessler 2000, 2008). Daher ist ein Temperaturmonitoring von großer Wichtigkeit.

Bei Schädel-MRT-Untersuchungen (1,5T und 3T) konnte mittels Ohrtemperaturmessung vor und nach der MRT ein geringer Temperaturanstieg (0,5°C) bei Säuglingen und Kleinkindern gemessen werden (Bryan et al. 2006; Machata et al. 2009). Dabei waren die Patienten in der Studie von Bryan et al. mit Chloralhydrat oral sediert. Bei Machata et al. erfolgte eine Prämedikation mit Midazolam i.v. gefolgt von einer Sedierung als Kombination aus Nalbutin und Propofol i.v..

Folgende Fragestellungen sollen im Rahmen der vorliegenden Studie beantwortet werden:

Findet bei 3T-MRT-Untersuchungen unterschiedlicher Körperregionen und Dauer in Sedierung mit Propofol bei Säuglingen und Kleinkindern eine Zu- oder Abnahme der Körpertemperatur statt?

Ist die kontinuierliche Temperaturüberwachung auf der Haut eine verlässliche Messmethode, um Temperaturveränderungen im 3T-MRT festzustellen?

Kapitel 2

Patienten und Methoden

2.1 Studiendesign

An der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie der Universität Leipzig wurde im Zeitraum von Oktober 2008 bis März 2009 nach Zustimmung durch die Ethikkommission eine monozentrische, prospektive klinische Observationsstudie durchgeführt.

Die Richtlinien der Deklaration von Helsinki wurden dabei berücksichtigt.

2.2 Patientenkollektiv

Im Rahmen eines ambulanten oder stationären Aufenthaltes wurden Säuglinge und Kinder bis zum abgeschlossenen 6. Lebensjahr mit unterschiedlichen Grunderkrankungen in die Studie aufgenommen. Es handelte sich um Patienten der pädiatrischen Stationen: Kinderonkologie, Kinder-Intensivstation, Tagesstation, allgemeine pädiatrische Station, Neuropädiatrie und Neonatologie, bei denen eine MRT-Untersuchung in Sedierung medizinisch indiziert war. Die 50 Patienten wurden in 3 Gruppen unterteilt, wie in Tabelle 2.1 dargestellt:

Tabelle 2.1: Patientenkollektiv

	untersuchte Körperregion	Anzahl Patienten	Indikationen
Gruppe 1	Schädel	36	Fieberkrampf Entwicklungsverzögerung Tumor Kraniosynostose Hydrocephalus
Gruppe 2	Schädel und Wirbelsäule	5	Syringomyelie Raumforderung Nystagmus
Gruppe 3	Thorax u./od. Abdomen u./od. Becken/Hüfte	9	Tumor

2.3 ASA-Klassifikation

Für die präinterventionelle anästhesiologische Risikoeinschätzung der Kinder wurde die Einteilung der American Society of Anesthesiologists (ASA) verwendet (Tabelle 2.2).

Tabelle 2.2: Einteilung der American Society of Anesthesiologists

ASA-Klasse	Erläuterung
1	gesunder Patient, keine Begleiterkrankungen
2	Patient mit leichter Allgemeinerkrankung, welche die alltäglichen Aktivitäten nicht einschränkt
3	Patient mit schwerer Allgemeinerkrankung, welche die alltäglichen Aktivitäten einschränkt
4	Patient mit lebensbedrohlicher Allgemeinerkrankung
5	moribunder Patient, dessen Tod mit oder ohne Eingriff innerhalb 24h eintreten kann

2.4 Ein- und Ausschlusskriterien, Abbruchkriterien

In der folgenden Tabelle werden die Einschluss- und Ausschlusskriterien sowie die Abbruchkriterien genau definiert (Tabelle 2.3).

Tabelle 2.3: Ein- und Ausschlusskriterien sowie Abbruchkriterien

Einschlusskriterien	<ul style="list-style-type: none"> - schriftliches Einverständnis der Erziehungsberechtigten - ASA-Klasse 1 und 2 - medizinische Notwendigkeit der Untersuchung
Ausschlusskriterien	<ul style="list-style-type: none"> - fehlende Zustimmung der Eltern - Teilnahme an einer anderen klinischen Studie - Fieber unklarer Genese $> 38,5^{\circ}\text{C}$ - ASA-Klasse > 2
Abbruchkriterien	<ul style="list-style-type: none"> - schwerwiegende Komplikationen während der MRT (z.B. Apnoephasen) - unvollständige Datensätze - fehlerhafte Messwerte (z.B. durch Cerumen im Ohr) - Rücknahme der Zustimmung d. Erziehungsberechtigten

2.5 Untersuchungsablauf

Die klinische Studie (Abb. 2.1) wurde im Funktionsbereich MRT 2 der kinderradiologischen Abteilung des Universitätsklinikums Leipzig durchgeführt. Das anästhesiologische Aufklärungsgespräch erfolgte spätestens am Vortag der Untersuchung.

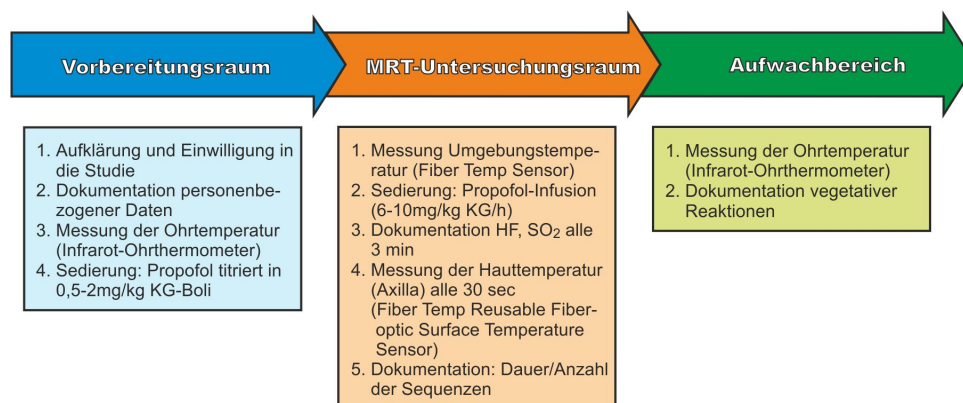


Abb. 2.1: Untersuchungsablauf

Aufklärung und Einwilligung in die Studie. Am Untersuchungstag wurden die Eltern vor der Diagnostik sowohl mündlich als auch schriftlich über den Ablauf und das Ziel der Intervention aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Beteiligung an der Studie und zur Verwendung krankheitsbezogener Daten des Kindes in anonymisierter Form.

Dokumentation personenbezogener Daten. Alle Kinder wurden durch ein standardisiertes Protokoll erfasst. Zu den präinterventionell dokumentierten personenbezogenen Daten gehörten: das Alter der Patienten, Geschlecht, Größe, Gewicht, Grund- und Nebenerkrankungen sowie die Einnahme von Medikamenten. Diese Daten wurden mit Hilfe der Patientenakten und der Angaben der Eltern im Aufklärungsbogen erhoben. Die anästhesiologische Anamneseerhebung beinhaltete darüber hinaus die letzte Nahrungsaufnahme, das Vorhandensein von Allergien und Arzneimittelunverträglichkeiten, die Indikation der MRT-Untersuchung und die Einteilung nach der ASA-Klassifikation. Die zu untersuchenden Säuglinge und Kleinkinder waren alle mit einem Strampler oder Body leicht bekleidet. Die Säuglinge trugen bei der Untersuchung eine Windel. Alle magnetisierbaren Materialien am Körper wurden entfernt.

Messung der Ohrtemperatur. Nach der Aufklärung der Eltern wurde die Temperatur im rechten Ohr mittels Infrarot-Ohrthermometer *First Temp Genius* der COVIDIEN Deutschland GmbH ermittelt und im Protokoll festgehalten.

Sedierung durch den Anästhesisten. Anschließend erfolgte, wenn notwendig, die Prämedikation mit Midazolam i.v. und die Sedierung der Kinder mittels anfänglicher Propofol-Bolusgabe bis diese eingeschlafen waren sowie eine kontinuierliche Propofol-Infusion während der Untersuchung im MRT.

Messung der Umgebungstemperatur. Der Patient wurde unverzüglich nach dem Einschlafen in den MRT-Raum transferiert. Um den Einflussfaktor der Umgebungstemperatur im MRT-Bereich zu erfassen, wurde diese mittels *Fiber TEMP Sensor* der Firma Invivo (Orlando, Florida) vor Beginn der Untersuchung gemessen. Die Temperatur innerhalb der Röhre wurde vom *Magnetom Trio a Tim System* von Siemens konstant auf 22°C gehalten.

Die Untersuchung erfolgte standardisiert nach folgendem Schema: Zunächst wurde das Kind in Rückenlage auf dem MRT-Tisch positioniert. Des Weiteren wurde eine Sauerstoffmaske (2 l/min) angebracht und das Kind mit einem dünnen Tuch zugedeckt. Wegen des hohen Lärmpegels während der Untersuchung wurden Kopfhörer und bei Säuglingen MiniMuffs - Neonatal Noise Attenuators aufgesetzt. Zur Erkennung einer möglicherweise auftretenden Atemdepression wurde die periphere Sauerstoffsättigung über einen Fingerclipsensor am Zeigefinger kontinuierlich bestimmt und bei einem Teil der Patienten ein Atemgurt an der Bauchoberfläche angebracht. Letzterer

wurde außerdem für atemgetriggerte Sequenzen verwendet. Zusätzlich wurde als Kreislaufparameter die Herzfrequenz periodisch über die gesamte Untersuchungszeit gemessen. Die Erhebung genannter Werte erfolgte mit dem Vitalüberwachungsgerät *Precess* der Firma Invivo und wurde alle 3 min dokumentiert.

Messung der Hauttemperatur. Die Temperaturmessung auf der Haut fand während der gesamten Untersuchung alle 30 sec mit Hilfe des *Fiber TEMPTM Reusable Fiber-optic Surface Temperature Sensor* von Invivo (Orlando, Florida) statt. Dabei benötigte dieser ca. 1-2 min Äquilibrzeit, um sich an die gegebenen Umgebungsbedingungen anzupassen. Die Sonde wurde mit Pflaster in der rechten Axilla platziert, da sie dort sehr sicher und nahezu bewegungsunabhängig positioniert lag. Anschließend wurden die für die Fragestellung notwendigen Spulen angebracht und das Kind in den röhrenförmigen Magneten gefahren.

Während der Diagnostik erfolgte die Dokumentation der Hauttemperatur, der Herzfrequenz und der Sauerstoffsättigung, ebenso wie die Erhebung der Dauer und Anzahl der einzelnen Sequenzen, der Scan-Dauer, der Zeit im MRT ohne Scan und der Gesamtdauer im MRT-Raum.

Messung der Ohrtemperatur. Nach der Untersuchung erfolgte die Beobachtung der Kinder im Aufwachbereich des MRT bis diese wieder wach und ansprechbar waren. Außerdem wurde unmittelbar im Anschluss an die Diagnostik die Temperatur im rechten Ohr auf dieselbe Weise wie in der Vorbereitungsphase bestimmt und vegetative Reaktionen notiert.

Die unterschiedlichen Messungen wurden immer vom selben Untersucher durchgeführt und anonymisiert erfasst.

2.6 Die Magnet-Resonanz-Tomographie

2.6.1 Funktionsweise

Der große Vorteil der MRT-Bildgebung ist der hohe Weichteilkontrast. Die MRT ist ein Schnittbildverfahren ohne Verwendung von Röntgenstrahlung, bei dem zunächst der Patient in einen röhrenförmigen Magneten, den Kernspintomographen, gebracht wird. Unter Nutzung eines Magnetfeldes hoher Feldstärke und Einstrahlung einer elektromagnetischen Radiowelle im Megahertz-Bereich werden Protonen der Wasser- und Fettbestandteile im Organismus zur Resonanz angeregt. Nach Abschalten des Hochfrequenz-Impulses sendet der Patient Echo-Signale aus, welche von Empfängerspulen, die ihn umgeben, aufgenommen und zur Bildrekonstruktion verwendet werden. Das Signal ist von der Protonendichte im untersuchten Gewebe und den Rela-

xationszeiten der Wasserstoffkerne abhängig. Dadurch erfolgt eine scharfe Abgrenzung von Tumor, Ödem und Blutung gegenüber dem gesunden Gewebe. Ein Computer erstellt durch Rechenoperationen aus den verschiedenen Messungen ein Schichtbild (Tomogramm) mit verschiedenen Grau- und Farbtonabstufungen.

Die Untersuchung der Kinder erfolgte im *Magnetom Trio a Tim System* von Siemens. Verwendet wird hierbei ein supraleitender Magnet. Er benötigt elektrische Energie und verfügt über einen speziellen Stromleiter, der auf supraleitende Temperaturen gekühlt wird. Der elektrische Strom erzeugt ein konstantes Magnetfeld. Zur Kühlung der Magneten wird das kryogene Gas Helium verwendet. Vorteile dieses häufig verwendeten Magneten sind die große Stärke und die hervorragende Homogenität des Magnetfeldes. Nachteile sind seine hohen Kosten und die relativ teuren Tieftemperaturgase.

2.6.2 Spulen

Bei den Messungen wurden zwei Spulenarten verwendet. *Hochfrequenzspulen* (HF-Spulen) senden und empfangen die MRT-Signale. Beim Empfang ist das SNR (Signal-to-noise ratio) umso besser, je näher die HF-Spule an dem zu untersuchenden Gewebe liegt. Deshalb haben kleine HF-Spulen ein besseres SNR als z.B. die Körperspule. Die Aufgabe dieser ist die Erzeugung eines homogenen Magnetfeldes für die Anregung der Kernspins. *Phased-Array-Spulen* bestehen aus mehreren Einzelspulen, die jeweils einen eigenen Empfangsverstärker besitzen. Der Vorteil besteht darin, dass sowohl kleinere Objekte, wie die HWS, als auch größere Objekte, wie die gesamte Wirbelsäule, mit gutem SNR und guter Auflösung untersucht werden können. Folgende Spulen wurden verwendet:

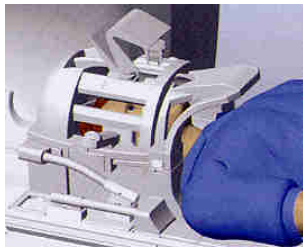


Kopf-Array-Spule

(Head Array Coil der Firma Siemens)

für die Untersuchung des Schädels

Abb. 2.2: Kopf-Array-Spule



Kopf-Hals-Array-Spule

(Head Neck Array Coil der Firma Siemens)

für die Untersuchung von Schädel, Hals, kranio-cervicalem Übergang

Abb. 2.3: Kopf-Hals-Array-Spule

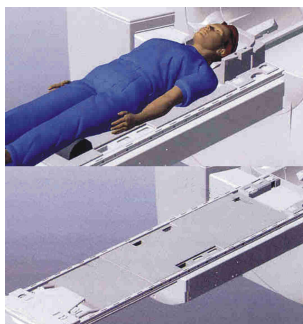


Body-Array-Spule

(Body Array Flex Coil der Firma Siemens)

für die Untersuchung von Abdomen, BWS, LWS, Becken

Abb. 2.4: Body-Array-Spule



WS-Array-Spule

(Spine Array Coil der Firma Siemens, im Tisch integriert)

für die Untersuchung der Wirbelsäule

Abb. 2.5: WS-Array-Spule

Quelle: Magnetom Trio a Tim System von Siemens - Gebrauchsanweisung

Für die Untersuchung von Schädel, Hals, WS, Mediastinum, Leber, Niere und Becken lag der Patient in bequemer Rückenlage. Die Knie wurden zur Entlastung der Wirbelsäule unterpolstert und die Arme seitlich am Körper abgelegt. Bei der MRT des Kopfes und Halses wurden diese streng gerade in der Spule ausgerichtet und mit Polstern fixiert. Für atemgetriggerte Sequenzen im Bereich des Rumpfes (Thorax und Abdomen) wurde ein Atemgurt am Bauch befestigt. Zunächst wurde ein 3-Ebenen-Localizer gemessen und anschließend für die Darstellung der zu untersuchenden Gewebe verschiedene Sequenzen gefahren. Zu verhindern war dabei der Hautkontakt zu Kabeln und Spulen, um Hautrötungen und Verbrennungen zu vermeiden.

2.6.3 Spezifische Absorptionsrate

Im Verlauf der Intervention absorbiert der Patient Energie aus dem Hochfrequenzfeld der Sendespule. Dies führt zur Erwärmung des Gewebes. Die spezifische Absorptionsrate (SAR) ist die pro Kilogramm Körpergewicht aufgenommene HF-Leistung in W/kg und ein Maß für die momentane Belastung (IEC 2002). Ein Teil der entstehenden Wärme wird durch Schweißproduktion und erhöhten Blutfluss abgeleitet. Wird mehr Energie pro Zeiteinheit absorbiert als abgegeben werden kann, steigt die Körperkerntemperatur. In der Regel liegt die Erhöhung unter 1°C, wenn die SAR-Grenzwerte eingehalten werden. Sehr hohe SAR-Werte können Verbrennungen und eine Imbalance der Thermoregulation und des Herz-Kreislauf-Systems zur Folge haben. Deshalb wurden vor jeder Messung die zu erwartenden SAR-Werte aufgrund der emittierten RF-Energie von der MRT-Systemsoftware automatisch berechnet (Tomczak et al. 1998) und mit den vorgeschriebenen Grenzwerten (landesspezifische Zulassungsbedingungen) verglichen. Wurden zulässige Grenzwerte überschritten, wurde der Start der Messung verhindert. In die SAR-Überwachung gingen Gewicht, Alter, Geschlecht und Lagerung des registrierten Patienten ein. Die Einhaltung der Grenzwerte während der Messung kontrollierte das MRT-System anhand der Sendeleistung.

2.7 Sedierung im MRT

Bei einer MRT im Kindesalter ist es notwendig, Kinder zu sedieren, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Dazu ist eine MRT-kompatible Anästhesieausstattung notwendig. Es musste eine Nahrungskarenz von 6 h nach fester Kost und 2 h nach klarer Flüssigkeit eingehalten werden (DGAI und BDA 2004). Die Untersuchung erfolgte prinzipiell in Spontanatmung. Um die Atemwege offen zu halten, wurde das Kind auf einer Schulterrolle gelagert. In einzelnen Fällen war eine Prämedikation mit Midazolam i.v. (Dormicum®, Roche GmbH, Grenzach/Dt.) notwendig. Über einen peripher-venösen Zugang erfolgte die Applikation von Propofol (Disoprivan®, AstraZeneca, Wedel/Dt.) titriert in 0,5-2 mg/kg KG Boli, ggf. repetitiv bis zum gewünschten Wirkeintritt. Die Vorteile dieses Hypnotikums sind ein schnelles Einschlafen, rasches Erwachen und wenig Bewegungsartefakte während der Diagnostik (Dalal et al. 2006). Des Weiteren ist es europaweit bei Kindern ab dem 1. vollendeten Lebensmonat zugelassen. Es hat keinen analgetischen Effekt. Da Propofol 1% einen Injektionsschmerz verursacht, wurde es i.d.R. mit Lidocain (Xylocitin®, Jenapharm, Jena/Dt.) gemischt. Zur Aufrechterhaltung der Sedierung wurde eine kontinuierliche Infusion von Propofol (6-10 mg/kg

KG/h)(Pershad et al. 2007) mit Hilfe der Spritzenpumpe *MRidiumTM* von Invivo verabreicht.

Um die Verlegungsfähigkeit von Kindern aus dem Aufwachraum einzuschätzen, hat Steward (1975) ein postoperatives Scoring-System ähnlich dem PARS-Score (postanesthetic recovery score) für Erwachsene entwickelt. Dieses umfasst die Beurteilung von Bewusstseinslage, Atmung sowie Motorik und wird in ähnlicher Konstellation auch heute genutzt. In der vorliegenden Studie konnten die Kinder bei adäquater Reaktion auf Ansprache, tiefem Durchatmen nach Aufforderung oder Hustenstoß, zielgerichteter Bewegung aller Extremitäten und stabilen Vitalfunktionen auf Station entlassen werden.

Während der Untersuchung im Magneten ist eine klinische Beurteilung des Patienten nahezu unmöglich. Deshalb ist eine geeignete technische Ausrüstung zur Überwachung notwendig (v. Paczynski et al. 2007). Das Monitoring von Herzfrequenz, Sauerstoffsättigung und Temperatur während der MRT erfolgte mit dem Überwachungsgerät *Precess* der Firma Invivo, welches im magnetischen Feldstärkenbereich bis zu 3 T eingesetzt werden kann.

2.8 Verwendung weiterer Medikamente

2.8.1 Dotarem[®] - Kontrastmittel

Gadotersäure (Dotarem[®], Guerbet GmbH, Sulzbach/Dt.) wurde zur MRT-Untersuchung der Patienten mit Gehirn- und Rückenmarkserkrankungen sowie renalen, gastrointestinalen und osteoartikulären Erkrankungen angewandt. Es ist ein extrazelluläres Kontrastmittel und besteht aus Gadotersäure und Meglumingadoterat.

Kontrastmittel verändern die Signalintensität von Geweben und beeinflussen damit den Bildkontrast. Bei der T1-Relaxationszeitverkürzung bewirkt das paramagnetische Kontrastmittel die schnellere Relaxation der Protonen, eine schnellere Erholung der Spins und damit eine Signalzunahme gegenüber dem gesunden Gewebe. Die KM-Anreicherung im Gewebe erscheint in der T1-Wichtung hell. Nach intravenöser Verabreichung steigt die Blutkonzentration rasch an und verteilt sich in den nächsten 3-5 min gleichmäßig im Gewebe. Nach der Injektion wird mit 5 ml physiologischer NaCl-Lösung nachgespült. Die empfohlene Dosis beträgt 0,1 mmol/kg KG entsprechend 0,2 ml/kg KG. Besondere Vorsicht ist bei Kindern mit bekannter Nierenschädigung geboten, da das Kontrastmittel unverändert glomerulär filtriert wird. Dasselbe gilt für Kinder mit allergischer Veranlagung oder anamnestisch erhobener Kontrastmittelreaktion.

2.8.2 Buscopan®

Bei Untersuchungen im Bereich des Abdomens wurde Butylscopolaminiumbromid (Buscopan®, Boehringer Ingelheim GmbH, Ingelheim/Dt.) verwendet, um durch Darmbewegungen entstehende Artefakte zu vermeiden. Der Wirkstoff Butylscopolaminiumbromid wirkt über einen kompetitiven Muscarinrezeptorantagonismus spasmolytisch auf die glatte Muskulatur des Gastrointestinaltraktes, der Gallenwege und des Urogenitalsystems. Bewährt hat sich die i.v.-Verabreichung von 0,4 mg/kg KG. Davon wurden 50% unmittelbar vor Beginn der Untersuchung und 50% vor der Gabe von Kontrastmittel appliziert.

Mögliche Nebenwirkungen sind Überempfindlichkeitsreaktionen mit Urtikaria, Blutdruckabfall, Atemnot und Schwindel sowie sehr seltene anticholinerge Effekte, wie z.B. die Hemmung der Schweiß- und Speichelsekretion, Miktionsstörungen und Herzfrequenzsteigerung.

2.9 Temperaturmessung

2.9.1 Infrarot-Ohrthermometer

Die Körperkerntemperatur wird bei Kindern vorzugsweise rektal, oral oder im Ohr gemessen. In der Observationsstudie wurde diese nicht-invasiv mit dem *First Temp Genius*, einem Infrarot-Ohrthermometer der Firma COVIDIEN Deutschland GmbH (Abb. 2.6), bestimmt.



Abb. 2.6: Infrarotthermometer

Quelle: tyco Healthcare
Informationsbroschüre

Der Hypothalamus, Kontroll- und Regulationszentrum der Körpertemperatur, ist über Blutgefäße sehr eng mit dem Trommelfell verbunden. Beide verfügen über eine gleichartige Blutversorgung, sodass sich Veränderungen der Temperatur im Ohr sehr schnell widerspiegeln. Das Trommelfell emittiert Wärmestrahlung, deren Intensität temperaturabhängig ist. Diese Infrarot-Impulse werden mit dem Pyrometer erfasst, elektronisch verstärkt und ausgewertet. Infrarotstrahlung ist ein Teil der Wärmestrahlung und stellt elektromagnetische Wellen im Spektralbereich zwischen sichtbarem Licht und der länger welligen Terahertzstrahlung dar.

Bei der Durchführung der Messung wurde das Thermometer aus der Baseinheit genommen, eine Messhülse auf den Messfühler gesetzt und dieser behutsam in den äußeren Gehörkanal eingeführt, um ihn abzudichten. Nach Drücken des Scan-Knopfes wurde innerhalb von 2 sec die Temperatur im Display angezeigt. Beim Einführen des Messfühlers im falschen Winkel zum Trommelfell oder Verlegung des äußeren Gehörganges mit Cerumen wurden falsch niedrige Werte angezeigt. Diese stellten ein Drop-out der Studie dar.

2.9.2 Fiber TEMP Messsonde

Der *Fiber TEMPTM Reusable Fiber-optic Surface Temperature Sensor* von Invivo (Orlando, Florida) (Abb. 2.7) wurde zur kontinuierlichen Überwachung der Temperatur während der MRT verwendet. Es ist ein faseroptischer Sensor, welcher dauerhaft die Temperatur mit großer Genauigkeit ($\pm 0,3^{\circ}\text{C}$) bestimmt, wobei zu Beginn eine Äquilibrierzeit von ca. 1-2 min notwendig ist, um sich an die Umgebungsbedingungen anzupassen.

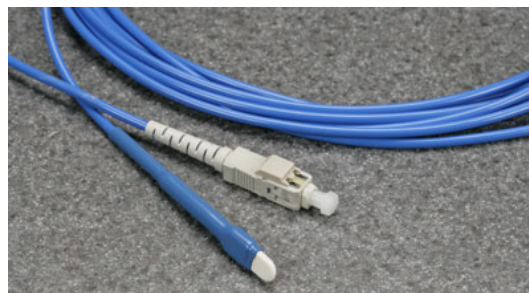


Abb. 2.7: Fiber TEMP Messsonde

Quelle: <http://www.invivocorp.com>
Fiber TEMPTM Broschüre

Der Sensor enthält einen Indikator, dessen optische Materialeigenschaften durch die zu messende Größe verändert werden. Dadurch wird Licht in seiner

Intensität, Phase, Polarität oder Wellenlänge modifiziert, sodass sich für die Messgröße ein charakteristisches Spektrum ergibt.

Faseroptische Messmethoden lassen sich in extrinsische und intrinsische Verfahren untergliedern (Abb. 2.8). Wird die Faser nur als Übertragungsmedium des Lichts genutzt, sprechen wir vom extrinsischen Effekt. Bei den intrinsischen Sensoren werden die Fasereigenschaften durch Wirkungen von außen beeinflusst, d.h. die Glasfaser selbst ist der Sensor. Die Temperatur wirkt dabei auf die Glasfaser ein und die Eigenschaften der Lichtleitung in der Faser werden lokal verändert.

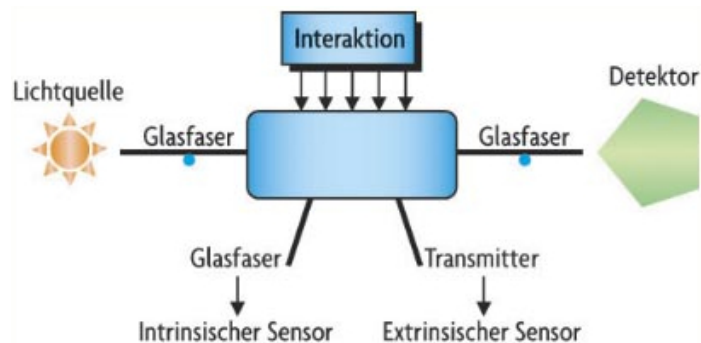


Abb. 2.8: Faseroptische Messmethoden

Quelle: <http://www.electronicnet.de>, Dr. F. Krug, 2007, Faseroptische Messtechnik eröffnet neue Horizonte

Faseroptische Sensoren haben gegenüber herkömmlichen elektrischen Sensoren den Vorteil, dass sie unempfindlich gegenüber elektromagnetischen Feldern sind und geringe Messwertverfälschungen durch minimale Wärmeableitung und Wärmekapazität zeigen. Die verwendeten Sensoren mit Fabry-Pérot (FP)-Weißlichtinterferometer sind leicht, ohne metallische Teile und von minimaler Größe. Die Interferometrie ist eine Messmethode, die anhand des physikalischen Effektes der Interferenz für Präzisionsmessungen genutzt wird. Dabei wird eine Lichtquelle in eine MM-Faser (Multimode-Faser) eingekoppelt und in den FP-Sensor geleitet. Der optische Resonator ist eine Anordnung aus zwei planparallelen Spiegeln hoher Reflektivität (Abb. 2.9), die das Licht möglichst oft hin und her reflektieren.

Durch Vielstrahlinterferenz der aus dem Interferometer austretenden phasenverschobenen Strahlen wird das Licht, das zurück durch die Glasfaser in das Auslesegerät geleitet wird, kodiert. Anschließend erfolgt eine Auswertung des Interferogramms mittels einer CCD-Zeile. Bei den FP-Tempertursensoren (Abb. 2.10) werden zwei kurze partiell verspiegelte Fasern mit glatter End-

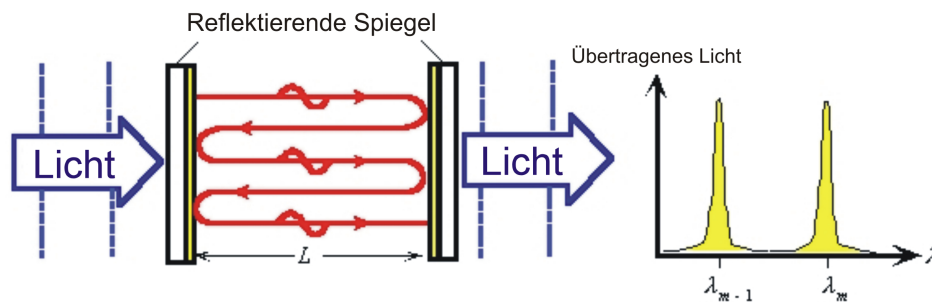


Abb. 2.9: Fabry-Pérot Interferometrie mittels optischem Resonator

Quelle: modifiziert nach Kasap, S.O., 1999, Optoelectronics, Prentice Hall

fläche und unterschiedlichem Wärmeausdehnungskoeffizienten als Resonator in einer Mikrokapillare aus Glas (FP-Cavity) befestigt. Die beiden gegenüberliegenden Faserenden bilden einen Interferenzfilter, dessen spektrale Reflektivität vom Abstand der Endflächen abhängt. Ein thermisch bedingtes Schrumpfen oder Ausdehnen der thermisch sensitiven Faser gegenüber der Standardfaser ändert den Abstand der Faserenden und somit das Verhalten des Filters im Spektralbereich. Die Verringerung der FP-Resonatorlänge wird vom Auslesegerät in einen Temperaturwert umgerechnet.

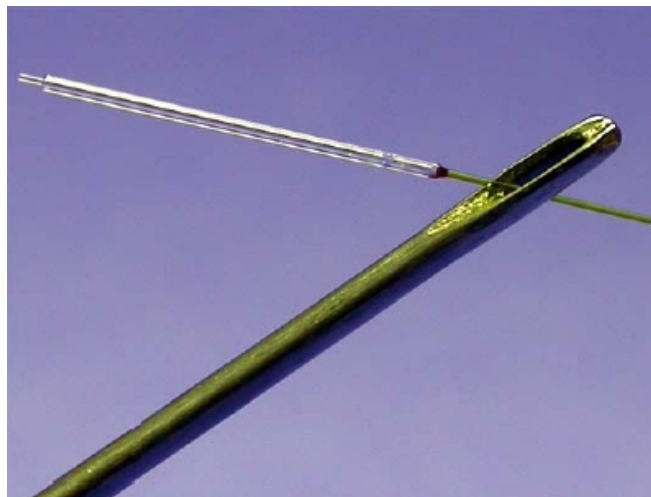


Abb. 2.10: FP-Temperatursensor

Quelle: Pinet, E. und Maier, J., 2007, Faserop-
tische Fabry-Pérot-Sensoren, Aug. 1, SENSORS

2.10 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden in einer Computerdatenbank erfasst, bearbeitet und gespeichert (Microsoft Office Excel 2007). Graphische Darstellungen entstanden unter Zuhilfenahme von CorelDRAW 13, SPSS 15.0 und Excel 2007. Zur Erstellung der Textfiles wurde das Textsatzprogramm LaTeX verwendet. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS 15.0 für Windows in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie (IMISE, Direktor: Prof. Dr. Markus Löffler) der Universität Leipzig.

Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden sowohl tabellarisch als auch graphisch in Form von Balken- und Kreisdiagrammen Häufigkeitsanalysen mit Angabe von Mittelwert, Standardabweichung (SD), Maximum, Minimum und Median durchgeführt.

Für die Auswertung der Temperaturwerte wurde der Wilcoxon-Test für zwei gepaarte Merkmale angewandt, um zu überprüfen, ob die Temperaturdifferenzen, im Ohr und auf der Haut gemessen, signifikant von Null unterschiedlich sind. Ergebnisse mit einem p-Wert $< 0,05$ entsprachen Resultaten mit statistisch signifikanter Aussagekraft. Die graphische Darstellung erfolgte mittels Boxplots unter Angabe der Perzentilen.

Mittels Regressionsanalyse wurde überprüft, ob ein linearer Zusammenhang zwischen dem Temperaturverlauf und der Scandauer besteht. Eine Maßzahl für die Stärke und Richtung eines linearen Zusammenhanges ist der Korrelationskoeffizient r . Er liegt definitionsgemäß in einem Bereich von -1 und $+1$. Wenn $r = 0$ ist, besteht kein linearer Zusammenhang zwischen den beiden Merkmalen.

Die Literaturrecherche erfolgte unter Zuhilfenahme von PubMed.

Kapitel 3

Ergebnisse

3.1 Deskriptive Analyse des Patientenkollektivs

In der klinischen Observationsstudie von Oktober 2008 bis März 2009 wurde ein Gesamtkollektiv von 50 Kindern erfasst, welches im Folgenden genauer definiert werden soll.

3.1.1 Untersuchungsregion

Das Patientenkollektiv wurde in drei Gruppen entsprechend der Untersuchungsregion unterteilt. Das Kreisdiagramm zeigt den prozentualen Anteil der jeweiligen Region an der Gesamtgruppe (Abb. 3.1).

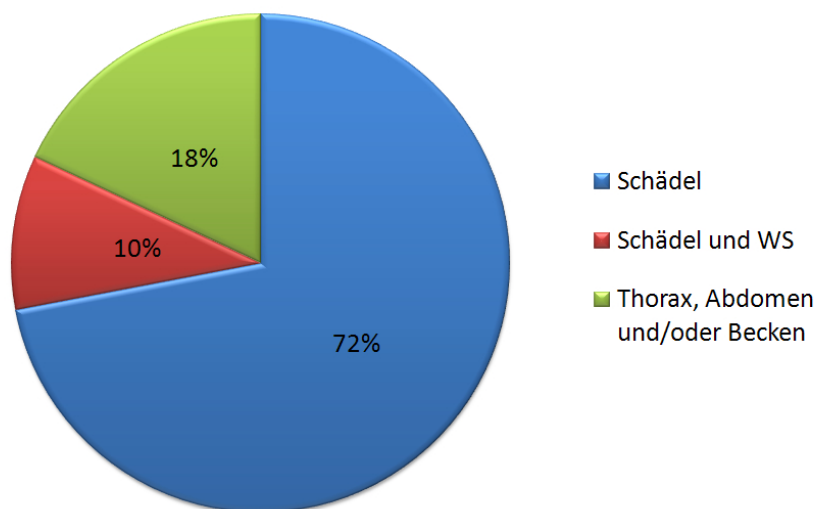


Abb. 3.1: Darstellung der Untersuchungsregionen

Gruppe 1 umfasste die Kinder, an denen eine MRT des Schädels durchgeführt wurde. Mit 36 Patienten (72%) stellte diese Untergruppe den größten Anteil dar. Die in Gruppe 2 untersuchten 5 Fälle (10%) erhielten eine Schädel- und Wirbelsäulen-MRT. Die 9 Kinder (18%) der Untergruppe 3 wurden im Bereich des Thorax, Abdomen und/oder Becken untersucht.

3.1.2 Geschlecht, Alter, Gewicht und Größe

In der vorliegenden Beobachtungsstudie waren 25 (50%) Probanden weiblich und 25 (50%) männlich. Die drei Untergruppen waren ebenfalls jeweils zur Hälfte aus Jungen und Mädchen zusammengesetzt.

Untersucht wurden Kinder bis zum abgeschlossenen 6. Lebensjahr. Dabei waren zum Zeitpunkt der Untersuchung das jüngste Kind 1 Monat und das älteste 5,8 Jahre alt. Das Durchschnittsalter betrug $32,3 \pm 21,2$ Monate. Die folgende Tabelle bietet einen Überblick über die Altersverteilung in den 3 Gruppen (Tabelle 3.1).

Tabelle 3.1: Altersverteilung in den 3 Untergruppen

Gruppe	Anzahl	Mittelwert [Mon.]	SD [Mon.]	Median [Mon.]	Min [Mon.]	Max [Mon.]
Gesamt	50	32,3	21,2	30,5	1,0	69,0
Region 1	36	32,6	22,3	32,0	1,0	69,0
Region 2	5	27,8	20,7	25,0	6,0	61,0
Region 3	9	33,6	18,8	33,0	9,0	65,0

Die beobachteten Kinder waren im Mittel $12,8 \pm 4,6$ kg schwer. Das maximale Gewicht betrug 22,0 kg, das minimale 5,0 kg. Die folgende Tabelle repräsentiert die Gewichtsdaten in den Untergruppen (Tabelle 3.2).

Tabelle 3.2: Körpergewicht in den 3 Untergruppen

Gruppe	Anzahl	Mittelwert [kg]	SD [kg]	Median [kg]	Min [kg]	Max [kg]
Gesamt	50	12,8	4,62	12,8	5,00	22,0
Region 1	36	12,8	4,92	12,5	5,00	22,0
Region 2	5	12,8	3,94	10,6	9,15	17,1
Region 3	9	13,2	4,12	13,1	6,40	21,1

Die durchschnittliche Größe lag bei $89,4 \pm 18,0$ cm. Dabei war das größte Kind 131,0 cm, das kleinste 45,5 cm lang. Die Tabelle zeigt die erreichte Körpergröße zum Zeitpunkt der Untersuchung in Bezug auf die Untergruppen (Tabelle 3.3).

Tabelle 3.3: Körpergröße in den 3 Untergruppen

Gruppe	Anzahl	Mittelwert [cm]	SD [cm]	Median [cm]	Min [cm]	Max [cm]
Gesamt	50	89,4	18,0	90,0	45,5	131,0
Region 1	36	89,9	19,7	89,7	45,5	131,0
Region 2	5	85,4	10,8	83,5	71,0	97,0
Region 3	9	89,7	14,3	92,0	65,0	110,0

3.1.3 ASA-Klassifikation

Für die präinterventionelle anästhesiologische Risikoeinschätzung der Kinder wurde die Einteilung der American Society of Anesthesiologists (ASA) verwendet. Von den Kindern konnten 13 (26%) der ASA-Stufe 1 zugeordnet werden. Davon waren 6 männlich und 7 weiblich. Weitere 19 Mädchen und 18 Jungen, d.h. insgesamt 37 (74%) Kinder, wurden in ASA-Stufe 2 eingeteilt.

3.1.4 Zugrunde liegende Erkrankungen

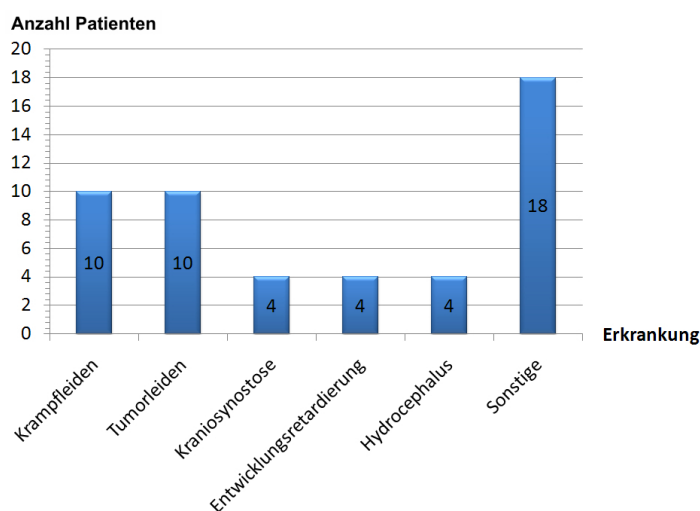


Abb. 3.2: Zugrunde liegende Erkrankungen

Bei den zugrunde liegenden Erkrankungen, welche eine MRT indizierten, handelte es sich vor allem um Krampfleiden (20%), Tumoren (20%), Kraniosynostosen (8%), Entwicklungsretardierung (8%) und Hydrocephalus (8%).

3.2 Messergebnisse

Die Auswertung der Messungen erfolgte unter verschiedenen Aspekten. Die Temperatur wurde sowohl im Ohr als auch auf der Haut gemessen und ausgewertet. Weiterhin wurden die Parameter auf deren Abhängigkeit von der Scandauer überprüft.

3.2.1 Untersuchungsbedingungen

Magnet-Resonanz-Tomographie

Die Temperatur innerhalb der Röhre des MRT wurde vom Magnetom Trio a Tim System von Siemens konstant auf 22 °C gehalten. Die gemessene Temperatur im MRT-Raum betrug im Mittel $22,4 \pm 0,2$ °C, mit einem Maximalwert bei 22,6 °C und einem Minimalwert bei 21,8 °C.

Die Scandauer, welche die Zeitspanne umfasst, in der die Messungen durch den Tomographen durchgeführt wurden, war durchschnittlich $18,3 \pm 7,3$ min lang. Die längste Untersuchung dauerte 36,5 min.

Die Gesamtdauer, in welcher sich das Kind im MRT-Raum befand, konnte im Mittel bei $34,4 \pm 12,2$ min gemessen werden. Der maximal bestimmte Wert lag bei 65,3 min. Tabellen 3.4 und 3.5 repräsentieren die durchschnittlichen Untersuchungsdauern in Abhängigkeit von der Art der MRT. Es wurden im Durchschnitt 8 ± 4 Sequenzen zur Darstellung der Gewebe verwendet. Maximal kamen 20 Sequenzen, minimal 4 zur Anwendung.

Tabelle 3.4: Scandauer gesamt und nach Untersuchungsregion unterteilt

Scandauer	Mittelwert	SD	Min	Max
	[min]	[min]	[min]	[min]
Gesamt	18,3	7,3	5,5	36,5
Region 1	16,5	6,1	5,5	29,6
Region 2	33,1	2,5	30,3	36,5
Region 3	17,4	2,6	14,1	22,4

Tabelle 3.5: Gesamtdauer in Abhängigkeit von der Untersuchungsregion

Gesamtdauer	Mittelwert	SD	Min	Max
	[min]	[min]	[min]	[min]
Gesamt	34,4	12,2	13,4	65,3
Region 1	29,4	8,6	13,4	51,0
Region 2	54,0	7,3	46,3	65,3
Region 3	43,7	10,3	29,5	63,1

Anästhesie

Bei einer MRT von Kindern ist es notwendig, diese zu sedieren, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Bei 10 Kindern erfolgte eine Prämedikation mit 0,4-2,0 mg Midazolam (Dormicum®). Zur Sedierung der Patienten wurden Propofol-Boli (Disoprivan®) von durchschnittlich $3,36 \pm 1,34$ mg/kg KG injiziert. Zur Aufrechterhaltung der Anästhesie wurde das Hypnotikum als Infusion mit durchschnittlich $7,9 \pm 3,2$ mg/kg/h verabreicht. Maximal wurden 13,3 mg/kg/h infundiert. Bei 4 Kindern war keine zusätzliche Propofol-Infusion notwendig (Tabelle 3.6).

Tabelle 3.6: Überblick über die Sedierung mit Propofol

Propofol	Anzahl	Mittelwert	SD	Min	Max
Boli [mg/kg]	50	3,36	1,34	1,1	8,59
Infusion [mg/kg/h]	46	7,9	3,2	3,8	13,3

20 der 50 Probanden erhielten zusätzliche Medikamente. Zur Vermeidung des Injektionsschmerzes wurde dem Propofol bei 13 Kindern Lidocain (Xylocitin®) beigemischt. Bei der Untersuchung des Abdomens wurden bei 6 Kindern im Mittel $4,1 \pm 1,1$ mg, maximal 5 mg Butylscopolaminiumbromid (Buscopan® 0,4 mg/kg) verwendet.

Die Herzfrequenz lag bei allen untersuchten Kindern während der gesamten Untersuchungszeit im Normbereich. Sie betrug im Mittel 107 ± 18 /min. Die maximale Herzfrequenz zeigte ein 3 Monate alter Säugling mit 150/min, die minimale ein 38 Monate altes Kind mit 65/min. Der Mittelwert der Sauerstoffsättigung lag bei 96 ± 3 %. In der Regel konnten 100 % Sauerstoffsättigung erreicht werden. Ein 10 Monate alter Säugling mit Trisomie 7 zeigte die niedrigste Sättigung mit 88 %.

3.2.2 Temperaturmessung

Auswertung der Ohrtemperatur

Die gemessene Temperatur im Ohr vor der MRT-Untersuchung betrug im Mittel $37,0 \pm 0,4$ °C. Die höchste Temperatur lag bei 37,7 °C, die niedrigste bei 35,8 °C. Die durchschnittliche Temperatur nach der Untersuchung wurde mit $36,9 \pm 0,4$ °C bestimmt. Es wurden ein Maximum von 37,8 °C und ein Minimum von 36,1 °C ermittelt. Tabellen 3.7 und 3.8 zeigen die gemessenen Temperaturen in den Untergruppen in einem Überblick (Tabelle 3.7, Tabelle 3.8).

Tabelle 3.7: Ohrtemperaturen vor der MRT-Untersuchung in den einzelnen Untergruppen

Temperatur vorher	Mittelwert	SD	Median	Min	Max
	[°C]	[°C]	[°C]	[°C]	[°C]
Gesamt	37,0	0,4	37,1	35,8	37,7
Region 1	36,9	0,5	37,1	35,8	37,7
Region 2	37,1	0,3	37,1	36,8	37,4
Region 3	37,1	0,3	37,1	36,6	37,5

Tabelle 3.8: Ohrtemperaturen nach der MRT-Untersuchung in den einzelnen Untergruppen

Temperatur nachher	Mittelwert	SD	Median	Min	Max
	[°C]	[°C]	[°C]	[°C]	[°C]
Gesamt	36,9	0,4	37,0	36,1	37,8
Region 1	36,9	0,4	37,0	36,1	37,8
Region 2	36,9	0,3	36,9	36,6	37,3
Region 3	36,9	0,3	37,1	36,3	37,4

Die Ohrtemperaturdifferenz beträgt im Mittel $-0,1 \pm 0,4$ °C. Insgesamt zeigten 23 Kinder (46%) einen Temperaturanstieg (0,1 bis 0,6 °C) im Ohr. 22 Probanden (44%) reagierten mit einem Abfall der Ohrtemperatur (-0,1 bis -1,1 °C). Bei 5 Patienten (10%) konnte keine Veränderung festgestellt werden. Um von der Verteilung der Ohrtemperaturwerte unabhängig zu sein und zu überprüfen, ob die Temperaturdifferenzen signifikant von Null unterschiedlich sind, wurde der Wilcoxon-Test für zwei gepaarte Merkmale angewandt. Der p-Wert betrug 0,385. Abbildung 3.3 zeigt einen Boxplot zur Darstellung der Ohrtemperaturdifferenzen.

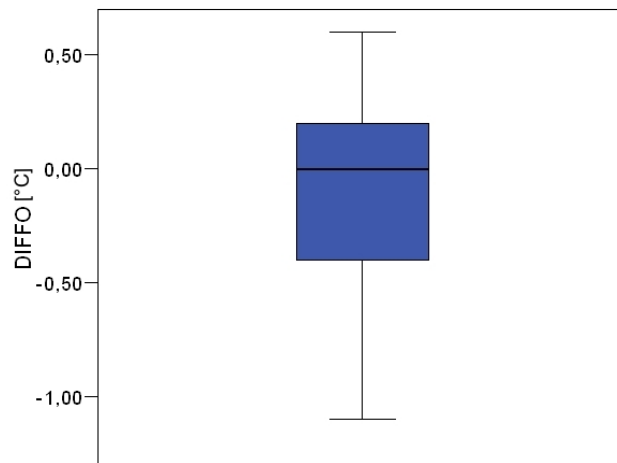


Abb. 3.3: Boxplot zur Darstellung der Ohrtemperaturdifferenzen (DIFFO) in °C

Um zu überprüfen, ob eine Abhängigkeit zwischen der Ohrtemperaturdifferenz und der Scandauer besteht, wurde eine lineare Regression durchgeführt. Der p-Wert beträgt 0,179 und zeigt keinen signifikanten Zusammenhang.

Auswertung der Hauttemperatur

Besonderes Augenmerk wurde auf die Hauttemperatur gelegt. Sie betrug zu Beginn der MRT-Untersuchung mittels verschiedener Sequenzen durchschnittlich $35,8 \pm 0,8$ °C, am Ende $37,0 \pm 0,6$ °C. Tabelle 3.9 fasst die absoluten Messwerte zusammen.

Tabelle 3.9: Hauttemperatur vor und nach der MRT-Untersuchung sowie Hauttemperaturdifferenz

Temperatur	Mittelwert	SD	Median	Min	Max
	[°C]	[°C]	[°C]	[°C]	[°C]
vorher	35,8	0,8	36,0	33,5	37,4
nachher	37,0	0,6	37,0	35,7	39,0
Differenz	1,2	0,8	1,1	-0,4	2,6

Da die Temperaturmesssonde ca. 1-2 min benötigt, um sich zu äquilibrieren und um dem genauen Anfangs- und Endwert näher zu kommen, wurde jeweils aus den ersten 9 und den letzten 8 Messwerten ein Mittelwert gebildet. Tabellen 3.10 und 3.11 zeigen die ermittelten Temperaturen in den Untergruppen in einem Überblick.

Tabelle 3.10: Mittelwert der ersten 9 Hauttemperaturen vor der MRT-Untersuchung in den einzelnen Untergruppen

Temperatur vorher	Mittelwert [°C]	SD [°C]	Median [°C]	Min [°C]	Max [°C]
Gesamt	36,4	0,5	36,4	35,1	37,5
Region 1	36,3	0,6	36,4	35,1	37,5
Region 2	36,3	0,1	36,3	36,2	36,4
Region 3	36,7	0,4	36,6	36,1	37,3

Tabelle 3.11: Mittelwert der letzten 8 Hauttemperaturen nach der MRT-Untersuchung in den einzelnen Untergruppen

Temperatur nachher	Mittelwert [°C]	SD [°C]	Median [°C]	Min [°C]	Max [°C]
Gesamt	36,9	0,5	36,9	35,7	37,6
Region 1	36,9	0,5	37,0	35,7	37,6
Region 2	36,6	0,6	36,9	35,7	37,1
Region 3	37,0	0,4	36,9	36,1	37,6

In Tabelle 3.12 stellen sich die Temperaturdifferenzen der Ohrtemperatur vor und nach der Untersuchung wie folgt dar:

Tabelle 3.12: Hauttemperaturdifferenz der Mittelwerte in den einzelnen Untergruppen

Temperaturdifferenz	Mittelwert [°C]	SD [°C]	Median [°C]	Min [°C]	Max [°C]
Gesamt	0,5	0,4	0,6	-0,6	1,3
Region 1	0,6	0,4	0,6	-0,1	1,3
Region 2	0,3	0,6	0,5	-0,6	0,8
Region 3	0,3	0,4	0,3	-0,5	0,7

Um zu testen, ob die Temperaturdifferenzen signifikant von Null unterschiedlich sind, wurde der Wilcoxon-Test für zwei gepaarte Merkmale angewandt.

Es zeigte sich ein signifikanter mittlerer Temperaturanstieg von $36,4 \pm 0,5$ °C auf $36,9 \pm 0,5$ °C. Abbildung 3.4 stellt die Hauttemperaturen zu Beginn und am Ende der Untersuchung dar. Der maximale Temperaturanstieg lag bei 1,3 °C, einer Scandauer von 29,6 min und einer Gesamtdauer im MRT-Raum von 47,5 min. Bei 4 Kindern kam es zu einem Temperaturabfall zwischen 0,1 °C und 0,6 °C.

Um zu überprüfen, ob eine Abhängigkeit zwischen der Hauttemperaturdifferenz der Mittelwerte und der Scandauer besteht, wurde eine lineare Regression durchgeführt. Da der p-Wert 0,552 beträgt, konnte kein signifikanter Zusammenhang festgestellt werden. Abbildung 3.5 verdeutlicht dies.

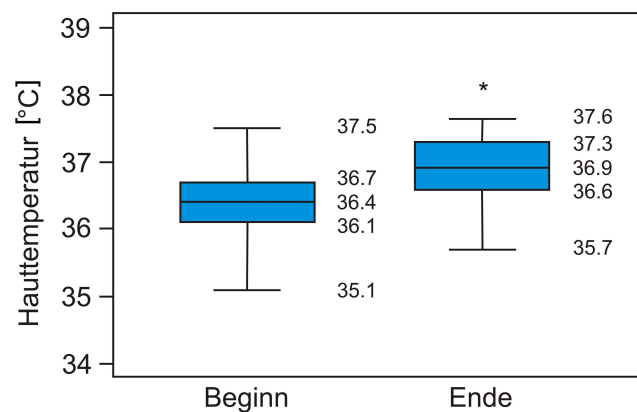


Abb. 3.4: Hauttemperatur zu Beginn und am Ende der Untersuchung,
*p < 0,05

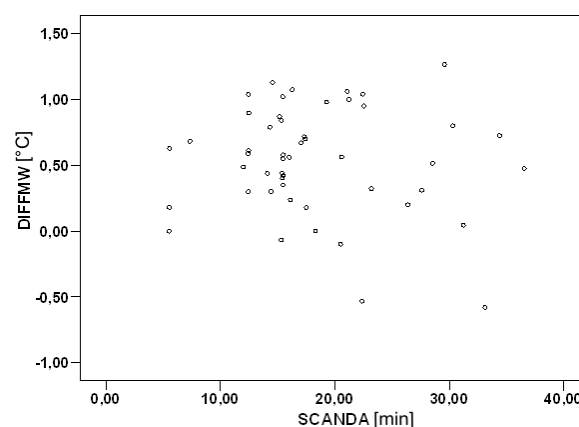


Abb. 3.5: Lineare Regression zwischen Hauttemperaturdifferenz der Mittelwerte in °C (DIFFMW) und Scandauer in min (SCANDA)

3.3 Vegetative Reaktionen

10 Kinder (20%) zeigten nach der Behandlung vegetative Reaktionen, wie Gesichtsrötung, Schweißbildung im Nacken und auf der Haut sowie feuchte Haare (Abb. 3.6).

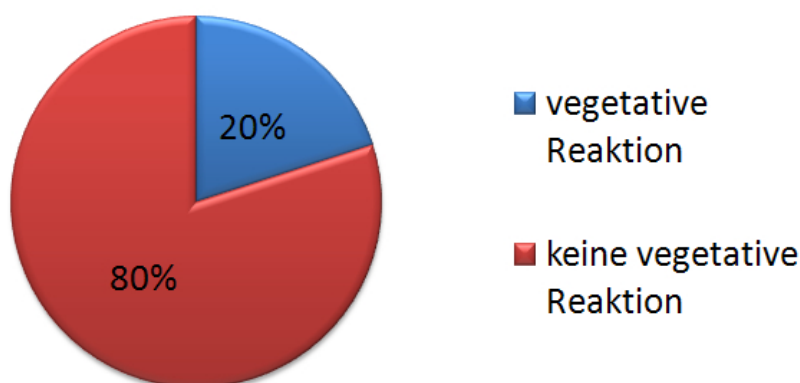


Abb. 3.6: Vegetative Reaktionen

Wie bereits erwähnt, kann Butylscopolaminiumbromid (Buscopan®) unter sehr seltenen Umständen Ursache für eine Hautrötung durch kutane Vasodilatation und verminderte Schweißsekretion sowie für eine Überwärmung des Körpers sein. Von den 10 Kindern mit vegetativen Reaktionen wurde jedoch keinem dieses Medikament verabreicht. Bei den 6 Kindern, wo der Einsatz indiziert war, zeigten sich keine vegetativen Reaktionen. 3 der 6 Patienten reagierten mit einem Anstieg der Ohr- und Hauttemperatur.

Tabelle 3.13 gibt einen Überblick über die Kinder mit vegetativen Reaktionen. Es zeigte sich bis auf Patient 8 sowohl ein Temperaturanstieg im Ohr als auch auf der Haut, wobei sich die Untersuchungszeit sehr variabel darstellte. Bei allen 10 Kindern fühlten sich die Extremitäten nach der Untersuchung deutlich wärmer an als davor.

Tabelle 3.13: Überblick über die Kinder mit vegetativen Reaktionen

Patient	Ohr-temp. vorher [°C]	Ohr-temp. danach [°C]	Haut-temp. vorher [°C]	Haut-temp. danach [°C]	Gesamt-dauer im Magnetraum [min]	Art der Reaktion
1	37,6	37,8	36,0	37,7	27,36	Schweiß auf der Haut, feuchte Haare
2	36,8	37,0	35,7	37,1	46,33	Schweiß auf der Haut, feuchte Haare
3	36,7	37,3	34,5	37,0	47,45	Schweiß im Nacken, Rötung der Haut
4	36,9	37,3	35,6	37,5	24,40	Schweiß im Nacken, Rötung der Haut
5	37,1	37,2	36,0	37,6	24,30	Rötung im Gesicht
6	36,6	36,7	35,7	36,8	29,50	Rötung im Gesicht, feuchte Haare
7	36,8	37,1	35,7	37,2	19,20	Rötung im Gesicht
8	37,4	37,3	35,3	37,0	56,30	leichte Wangenrötung
9	37,0	37,3	36,1	37,4	25,30	feuchte Haare
10	36,4	36,9	35,7	36,8	51,00	Rötung im Gesicht

3.4 Drop-outs

Es gab neben dem Gesamtkollektiv aus 50 Patienten insgesamt 14 Drop-outs, welche die Kriterien zum Einschluss in die Studie nicht erfüllten. Die zugrunde liegenden Ursachen sind in Abbildung 3.7 aufgetragen. Der häufigste Grund war eine Einteilung in ASA-Klasse 3 oder 4.

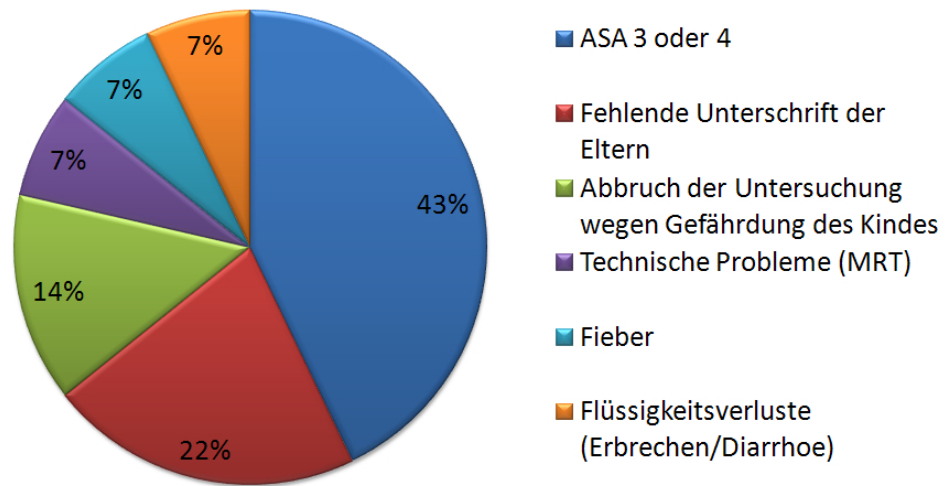


Abb. 3.7: Ursachen für Drop-outs

Kapitel 4

Diskussion

4.1 Studienkonzept

In der vorliegenden Arbeit wurde der Temperaturverlauf bei Säuglingen und Kleinkindern während einer 3T-MRT-Untersuchung unterschiedlicher Körperregionen und Dauer in Sedierung untersucht.

Es wurde ein Gesamtkollektiv von 50 Kindern im Alter von 1 Monat bis zu 69 Monaten erfasst. Davon waren 25 Probanden weiblich und 25 männlich. Die Kinder waren im Mittel $12,8 \pm 4,6$ kg schwer. Demnach entsprach das Patientengut in Alters-, Geschlechts- und Gewichtsverteilung dem allgemeinen Stand der Literatur.

Beim Vergleich der Untersuchungsregionen zeigte sich, dass in den bereits erfolgten Studien lediglich jeweils ein Schädel-MRT (Bryan et al. 2006; Machata et al. 2009) durchgeführt wurde. Bei der vorliegenden Observationsstudie hingegen wurden zusätzlich zu den MRTs des Schädels (36 Kinder), ein MRT des Schädels und der WS bei 5 Kindern und ein MRT von Thorax, Abdomen und/oder Becken bei 9 Kindern angefertigt. Letztere sind dadurch gekennzeichnet, dass sie im Durchschnitt längere Untersuchungszeiten nach sich ziehen und so dieser Einflussfaktor betrachtet werden konnte. In der Studie von Boss et al. (2007) wurden ebenfalls unterschiedliche Regionen (jeweils 6 Patienten an Kopf, Knie und Becken) untersucht, jedoch handelte es sich um erwachsene Probanden, deren Thermoregulation sich von der bei Kindern unterscheidet.

Bezüglich der Einteilung nach der ASA-Klassifikation unterschied sich das aktuelle Patientengut mit 26% ASA-1 und 74% ASA-2 vom Kollektiv von Machata et al. (2009), bei denen 48% der ASA-Stufe 1 und 52% der ASA-Stufe 2 zugeteilt werden konnten. Demzufolge wurden in der vorliegenden Studie deutlich mehr Kinder mit leichter Allgemeinerkrankung untersucht.

Bei der Betrachtung der zugrunde liegenden Erkrankungen stellten Krampfleiden und Tumorerkrankungen im eigenen Kollektiv die häufigsten Indikationen zur MRT dar. Im Vergleich dazu machten cerebrales Tumorstaging und Epilepsie auch bei Machata et al. (2009) den Großteil der Indikationen für ein Schädel-MRT aus.

In den letzten 20 Jahren hat sich die Technologie weiterentwickelt und MRT-Systeme mit stärkeren Magnetfeldern und Hochfrequenzspulen hervorgebracht. Demnach erschien es wichtig, die Auswirkungen größerer Feldstärken genauer zu beobachten. Bryan et al. (2006) untersuchten 30 Kinder im 1,5T-MRT. Erste Ermittlungen zum 3T-MRT machten Boss et al. bei 18 gesunden Erwachsenen im Jahr 2007. Die neueste Studie von Machata et al. (2009) erforschte erstmals den Einfluss von einem 3T-MRT bei Kindern im Vergleich zum 1,5T-MRT (jeweils 38 Patienten). In der eigenen Studie wurden ebenfalls Kinder im 3T-MRT beobachtet, mit dem Unterschied, dass andere Messmethoden, verschiedene Untersuchungsregionen und unterschiedliche Scandauern zur Anwendung kamen. In allen Studien waren die Kinder mit leichten Baumwollsachen bekleidet. Es wurden keine weiteren Wärme- oder Kühlungsmaßnahmen durchgeführt.

4.2 Diskussion der verwendeten Methoden

Die Temperaturbestimmung vor, während und nach einer MRT-Untersuchung ist wichtig, um mögliche Veränderungen rechtzeitig zu erkennen und wenn nötig, diese adäquat zu behandeln. Für das Temperaturmonitoring während einer Intervention gibt es verschiedene Methoden. In der Observationsstudie wurde vor und nach der MRT-Untersuchung die Temperatur mit einem Infrarotthermometer im Ohr gemessen, ebenso wie bei Bryan et al. (2006) und Machata et al. (2009). Während der MRT kam eine kontinuierliche Messung der Hauttemperatur mittels faseroptischem Sensor zum Einsatz, ähnlich wie bei Boss et al. (2007), welche zusätzlich dazu die Hauttemperatur im Bereich der untersuchten Region mittels Infrarotkamera bestimmten.

Die Körperkerntemperatur wird definiert „als die in der Pulmonalarterie gemessene Temperatur“. Sie wird gegenwärtig als Goldstandard beschrieben (Maxton et al. 2004). Des Weiteren kann die Körperkerntemperatur laut Webb (1973) „im distalen Ösophagus, der Gallenblase und dem Nasopharynx mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1\text{-}0,2$ °C bestimmt werden“. Da die genannten Messorte i.d.R. schwer zugänglich sind, werden häufig auch andere, wie die Axilla, das Rektum, das Trommelfell, die Haut und die sublinguale Messung bevorzugt. Hier variieren die Messwerte im Vergleich zu denen in der Pulmonalarterie. Tabelle 4.1 gibt einen Überblick über die Normaltemperaturen

an verschiedenen Messorten, gemessen mit Quecksilberthermometer, elektronisch bzw. mit Infrarotthermometer (entnommen aus El-Radhi und Barry 2006).

Tabelle 4.1: Normaltemperaturen an verschiedenen Messorten

Messort	Thermometerart	Normale Temperatur [°C]	Fieber [°C]
axillär	Hg in Glas, elektronisch	34,7 - 37,3; 36,4	37,4
sublingual	Hg in Glas, elektronisch	35,5 - 37,5; 36,6	37,6
rektal	Hg in Glas, elektronisch	36,6 - 37,9; 37,0	38,0
tympanal	Infrarotthermometer	35,7 - 37,5; 36,6	37,6

4.2.1 Die axillär gemessene Temperatur

Die Messung in der Axilla ist eine sichere, einfach zugängliche und komfortable Methode der Temperaturmessung. Deshalb ist diese für die kontinuierliche Überwachung der Temperatur während der MRT ausgewählt worden. Die Messsonde (*Fiber TEMPTM Reusable Fiber-optic Surface Temperature Sensor*) wurde mit Pflaster in der rechten Axilla platziert, da sie dort sehr sicher und nahezu bewegungsunabhängig positioniert lag. Die Methode zeigt einige Schwächen. Die Messsonde benötigt ca. 1-2 min Äquilibrierzeit, bis sie sich an die Umgebungsbedingungen angepasst hat und zuverlässige Messwerte anzeigt. Durch Schwitzen und Evaporation wird laut El Radhi und Barry (2006) die axilläre Temperatur i.d.R. niedriger als die Körperkerntemperatur gemessen. Auf Neugeborenen-Stationen mit stabiler Umgebungstemperatur und Luftfeuchtigkeit ist die axilläre Temperatur jedoch ebenso genau wie die rektal gemessene (Mayfield et al. 1984). Des Weiteren ist es eine ungünstige Methode, um Fieber zu detektieren. Dies ist darauf zurückzuführen, dass zu Beginn eines Fieberschubes eine periphere Vasokonstriktion einen Temperaturanstieg verhindert und eher zu gegenläufigen Prozessen, wie einem Temperaturabfall führt. Trotzdem zeigt diese Messmethode im Verlauf reliable Messwerte und ermöglicht eine Überwachung auch während der MRT, welche in bereits durchgeführten Studien unbeachtet blieb. So z.B. bei Bryan et al. (2006) und Machata et al. (2009), welche lediglich Temperaturbestimmungen vor und nach der MRT durchführten.

4.2.2 Der *Fiber TEMPTM Reusable Fiber-optic Surface Temperature Sensor*

Temperaturmonitoring gehört in der Anästhesie zum Standard. Bisher gab es keine Möglichkeit dies im MRT zu verwirklichen. So würde der Einsatz von metallischen Sensoren zu erheblichen Fehlern bei der Messung und Bildgebung führen. Mit der Ära der faseroptischen Temperatursensoren ist eine kontinuierliche Messung auch während der Untersuchung, wie es in der vorliegenden Studie der Fall war, gut realisierbar. So können nun Temperaturen und deren Tendenzen über den Verlauf besser beurteilt und eingeschätzt werden. Gerade bei Kindern ist es von Bedeutung, auch während der Intervention über eine weitere Überwachungsmöglichkeit zu verfügen.

Faseroptische Sensoren zeichnen sich durch ihre Unempfindlichkeit gegenüber starken elektromagnetischen Feldern aus, können bei kritischen Umgebungsbedingungen eingesetzt werden, sind sehr leicht und ohne metallische Teile. Aufgrund der minimalen Größe und ihrer biologischen Verträglichkeit sind sie hervorragend bei Kindern sowie im neonatalen Bereich anwendbar. Sie liefern eine fehlerfreie Messung in situ an unzugänglichen Stellen, wie beispielsweise bei minimal invasiven Eingriffen. Außerdem werden sie ausschließlich mit Licht betrieben, sodass keine elektrischen Ströme in den Sensoren fließen.

Die optische Übertragungstechnologie zeichnet sich durch eine geringe Dämpfung entlang des optischen Weges aus. Die Messergebnisse sind daher nur wenig fehlerbehaftet und die Messungen nahezu verlustfrei. Durch minimale Wärmeableitung und Wärmekapazität können Messwertverfälschungen gering gehalten werden. Der stabile und robuste Sensor ist kaum störanfällig und misst mit großer Genauigkeit ($\pm 0,3$ °C). Zudem bedarf es keiner Kalibrierung.

Zusammenfassend ermöglicht ein faseroptischer Temperatursensor eine sichere, akkurate und stets zuverlässige kontinuierliche Temperaturmessung im Rahmen diagnostischer und interventioneller Verfahren im MRT.

4.2.3 Die rektal gemessene Temperatur

Die rektale Temperaturmessung wurde in der Vergangenheit als Goldstandard für die Messung der Körperkerntemperatur gesehen. Sie ist unbeeinflusst von der Umgebungstemperatur, unabhängig vom Alter und lässt sich besonders gut in Fällen der Hypothermie zur Überwachung einsetzen. Sie kam bei Machata et al. (2009) vor und nach der MRT-Untersuchung zur Anwendung und zeigte ähnliche Messergebnisse wie im Ohr. So lagen 95% der bestimmten Differenzen zwischen tympanal und rektal gemessener Temperatur im Bereich $-0,43$ °C bis $0,47$ °C vor und zwischen $-0,35$ °C und $0,49$ °C nach der

Magnetresonanztomographie. Auch Leben et al. (1998) konnten eine gute Korrelation zwischen tympanisch und rektal gemessenen Temperaturen feststellen. Trotzdem zeigt diese Messmethode mehrere Nachteile, weshalb sie in der Observationsstudie nicht zur Anwendung kam. Sie wirkt beängstigend auf kleine Kinder, ist unkomfortabel und z.T. schmerzhaft bei perirektalen Infektionen und Irritationen. Die Temperatur variiert in Abhängigkeit von der Insertionstiefe, dem lokalen Blutfluss, dem Vorhandensein von Stuhl und Diarrhoe. Veränderungen der Temperatur werden verhältnismäßig spät im Vergleich zur Pulmonalarterie erkannt. Greenes und Fleisher (2004) zeigten, dass bei Gabe eines Antipyretikums die in der Temporalarterie gemessene Temperatur bei febrilen Kindern 60-90 min schneller absank, als die rektal gemessene. Trotzdem kommt die rektale Temperaturmessung v.a. im OP-Saal oder der Intensivstation noch regelmäßig zur Anwendung, um die Körperkerntemperatur kritisch kranker Kinder abschätzen zu können (Maxton et al. 2004). Bisher gibt es für die MRT keine Möglichkeit der invasiven Temperaturmessung, z.B. in Form einer Rektalsonde.

4.2.4 Die tympanal gemessene Temperatur

Der Hypothalamus ist als Schaltzentrale der Körpertemperatur eng mit dem Trommelfell verbunden. Bei gleichartiger Blutversorgung beider Strukturen lassen sich zentrale Temperaturveränderungen durch emittierte Wärmestrahlung mittels Pyrometer im Ohr nachweisen. Da 60% des gesamten Wärmeverlustes über Infrarotstrahlung, eine Art elektromagnetische Energie, erfolgt, ist die tympanale Temperaturmessung von großer Bedeutung.

Sie kam in der vorliegenden Studie, bei Bryan et al. (2006) und Machata et al. (2009) vor und nach der MRT zur Anwendung. Folglich kann davon ausgegangen werden, dass diese Methode sehr vorteilhaft ist. Sie ist schnell, hat keine lange Äquilibrzeit, ist einfach zu handhaben (Childs et al. 1999; Kocoglu et al. 2002), kosteneffektiv, ohne Infektionsrisiko und weitgehend unabhängig von der Umgebungstemperatur. Es wurde immer darauf geachtet, dass der Messfühler im richtigen Winkel zum Trommelfell eingeführt wurde, um falsch niedrige Werte zu vermeiden. Eine mögliche Fehlerquelle ist zudem die Verlegung des äußeren Gehörganges durch Cerumen, was ebenfalls zu falsch niedrigen Messwerten führt.

Ob die tympanale Messung reliable Messerwerte liefert, wird in der gegenwärtigen Literatur kontrovers diskutiert. Muma et al. (1991) untersuchten ein Kollektiv von 224 Kindern, von denen 87 febrile Temperaturen hatten. Sowohl die axillär gemessenen Temperaturen als auch die tympanalen zeigten lediglich eine Sensitivität von 48% bzw. 55% bezüglich der Detektion von Fieber. Dies galt v.a. für Kinder unter 3 Jahren. Neue Studien berichten, dass

die Ohrtemperatur der Körperkerntemperatur - gemessen in der Pulmonalarterie - besonders nahe kommt, v.a. im Rahmen schneller Temperaturveränderungen. Romano et al. (1993) konnten in ihrer Studie über den Vergleich verschiedener Messmethoden bestätigen, dass mithilfe der Ohrtemperatur eine ähnlich gute Abschätzung der Körperkerntemperatur gelingt wie mittels rektaler Messung. Gleiche Beobachtungen machten Milewski et al. (1991), in deren Kollektiv Rektal- und Ohrtemperaturen gut mit der Pulmonalarterientemperatur korrelierten. Auch Nimah et al. (2006) kamen zu dem Schluss, dass sowohl in febrilen als auch in afebrilen Phasen bei Kindern die tympanale Messmethode die Kerntemperatur genauer reflektiert als andere Verfahren. Kocoglu et al. (2002) unterstützen den Einsatz von Infrarotohrthermometern aufgrund der einfachen Handhabung, Sicherheit und guten Verträglichkeit.

4.2.5 Zusammenfassung der Messmethoden

Zusammenfassend eignet sich die tympanale Messmethode v.a. für kurze Eingriffe. Für längere Interventionen ist der Einsatz von Temperatursonden im oralen, transoesophagealen oder rektalen Bereich von Vorteil. Maxton et al. (2004) zeigten, dass sich die Temperatur in der Pulmonalarterie am besten über einen im Blasenkatheter befindlichen Thermistor abschätzen lässt. Auch die nasopharyngeale Messung zeigte eine gute Korrelation. Da Temperatursonden in dieser Form noch nicht für die MRT entwickelt und zugelassen sind, ist eine kontinuierliche Überwachung der Körperkerntemperatur nur sehr schwierig. Um trotzdem den Temperaturverlauf während der MRT-Untersuchung zu überwachen, kam in der vorliegenden Studie eine kontinuierliche Messung der Hauttemperatur (axillär) mittels faseroptischem Sensor zum Einsatz. In der Literatur ist man sich einig, dass die axillär gemessene Temperatur nicht sensitiv genug ist im Vergleich zu in der Harnblase oder im Oesophagus gemessenen Körperkerntemperaturen. Craig et al. (2000) empfehlen deshalb die axillär gemessene Temperatur immer mit Vorsicht zu interpretieren. Hinzu kommt der Einfluss der Umgebung. Maxton et al. (2004) lehnen in ihrer Studie die Anwendung der axillären und tympanalen Messmethode bei kritisch kranken Kindern ab, da sie ineffektiv und unzuverlässig sind. Allerdings geben sie die Empfehlung für genannte Messmethoden im Rahmen der Beobachtung und Überwachung von nicht lebensbedrohlich gefährdeten Kindern, da sie am wenigsten invasiv und gut durchführbar sind.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Kurze Zusammenfassung der Ergebnisse

Die gemessene Temperatur im MRT-Raum betrug im Mittel $22,4 \pm 0,2$ °C. Die Scandauer war durchschnittlich $18,3 \pm 7,3$ min lang, maximal 36,5 min. Die mittlere Gesamtdauer im MRT-Raum betrug $34,4 \pm 12,2$ min, wobei die längste Untersuchung 65,3 min (Schädel und WS) dauerte.

Es zeigte sich ein signifikanter ($p < 0,05$) mittlerer Temperaturanstieg auf der Haut von $36,4 \pm 0,5$ °C auf $36,9 \pm 0,5$ °C. Der maximale Temperaturanstieg lag bei 1,3 °C, einer Scandauer von 29,6 min und einer Gesamtdauer von 47,5 min. Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen Hauttemperaturdifferenz und Scandauer nachgewiesen werden.

Die Ohrtemperatur wurde vor der Untersuchung mit durchschnittlich $37 \pm 0,4$ °C und danach mit $36,9 \pm 0,4$ °C bestimmt und zeigte keine relevanten Veränderungen. Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen Ohrtemperaturdifferenz und Scandauer bewiesen werden.

10 Kinder zeigten unabhängig von der Untersuchungsdauer vegetative Reaktionen wie Gesichtsrötung, Schweißbildung im Nacken und auf der Haut sowie feuchte Haare.

4.3.2 Entwicklung einer Hyperthermie

Da es eine Vielzahl von Einflussgrößen gibt und die MRT an sich ein sehr komplexer Vorgang ist, lässt sich die Gefahr durch Erwärmung sehr schwer abschätzen. So ist z.B. durch Adair und Black (2003) beschrieben, dass die Körperkerntemperatur von der Hautdurchblutung, der Umgebungstemperatur, der relativen Luftfeuchte und der Isolierung durch Kleidung abhängig ist. Dazu spielen Faktoren wie die Untersuchungsdauer, die Beschaffenheit des thermoregulatorischen Systems des Patienten, die zugeführte Energiemenge (Spezifische Absorptionsrate, SAR) und das Vorhandensein bestimmter Erkrankungen eine entscheidende Rolle (Shellock und Crues 2004). Dazu gehören z.B. kardiovaskuläre Erkrankungen, Hypertonie, Diabetes mellitus, Fieber und Adipositas (Shellock 2000). Des Weiteren berichteten El Radhi und Barry (2006), dass „Kinder unter 5 Jahren die Gruppe mit der höchsten Inzidenz für Fieber darstellen“ und somit ein zu beachtendes Risiko für eine MRT-Untersuchung haben. Laut Literatur sind vegetative Reaktionen infolge der MRT ein häufiges Phänomen. So konnten sowohl bei Bryan et al. (2006), Boss et al. (2007) und Machata et al. (2009) als auch im eigenen Kollektiv fühlbare Erwärmung, Schweißproduktion und Hautrötung beobachtet werden.

Eine Ursache für die vegetativen Reaktionen im eigenen Kollektiv könnte der Einsatz des Spasmolytikums Butylscopolaminiumbromid (Buscopan®) sein. Es ist ein Parasympatholytikum und kompetitiver Antagonist am muscarinergen Acetylcholinrezeptor mit dem Effekt, die durch Darmbewegungen bedingten Artefakte zu reduzieren. Sehr selten (≤ 1 von 10.000 Behandelten) können anticholinerge Effekte, wie z.B. die Hemmung der Schweißsekretion mit Hyperthermie (heiße rote Haut) und der Speichelsekretion mit Mundtrockenheit, Harnverhalt, Tachykardien, Akkomodationsstörungen (gestörtes Nahsehen) bis hin zum Glaukomanfall auftreten. Zu bemerken ist, dass keinem der 10 Kinder mit vegetativen Reaktionen dieses Medikament verabreicht wurde und somit diese nicht dadurch erklärt werden können. Außerdem sind in bereits erfolgten Studien mit Buscopan keine dieser Nebenwirkungen in relevantem Maße aufgetreten. Beispielsweise zeigte sich weder in der Studie von Tytgat (2007) bei der Anwendung von Buscopan zur Behandlung von abdominalen Krämpfen und Schmerzen noch in der retrospektiven Betrachtung der Effekte von Buscopan i.v. bei einer Barium-KM-Einlauf-Untersuchung von Lee (1982) eine anticholinerge Beeinträchtigung der Patienten.

Wie ernst zu nehmen das Thema Hyperthermie ist, zeigte der Case Report „Iatrogenic Hyperthermia During Cardiac Magnetic Resonance Imaging“ von Kussman et al. (2004). In diesem wird ein 16 Monate altes, 10,4 kg schweres Kind mit supralvalvulärer Aorten- und Pulmonalstenose beschrieben, dessen axilläre Temperatur von 35,6 °C auf 38 °C gestiegen ist, eine Hautrötung zu beobachten war und welches sich warm und fiebrig anfühlte. Es wurde in einem 1,5T-MRT 95 min lang mit hohen RF-Energie-Sequenzen untersucht. Gewebeerwärmung als Folge von RF-Strahlung entsteht hauptsächlich durch magnetische Induktion und zu einem unwesentlichen Teil durch elektrische Felder. Schenck (1992) berichtet, dass statische Magnetfelder keine Auswirkungen auf die Körperkern- oder Hauttemperatur haben. Erst durch die Applikation von elektromagnetischen Wellen und sich schnell ändernde Gradientenfelder können Wärmeeinwirkungen auf den Patienten resultieren. Durch Umpolarisierung der Ladungsträger erfolgt eine dielektrische Erwärmung. Die spezifische Absorptionsrate (SAR in [W/kg]) kennzeichnet die Absorption von elektromagnetischer Feldenergie in biologischem Gewebe über die Zeit. Das MRT-System berechnet die SAR, welche von der spezifischen Wärmekapazität des Gewebes abhängt. Es gibt einen über das Scanvolumen gemittelten und einen auf das Körpergewicht hochgerechneten Wert an. Damit kann die theoretische Gewebeerwärmung berechnet werden. Zu berücksichtigen ist, dass im 3T-MRT vergleichsweise höhere SAR-Werte zustande kommen als im 1,5T-MRT (Saupe et al. 2005). Deshalb wurden vor jeder Messung die zu erwartenden SAR-Werte von der MRT-Systemsoftware automatisch berechnet und mit den vorgeschriebenen Grenzwerten (landesspezifische Zulassungsbe-

dingungen) verglichen. Wurden zulässige Grenzwerte überschritten, wurde der Start der Messung verhindert. Die Einhaltung der Grenzwerte während der Messung kontrollierte das MRT-System anhand der Sendeleistung.

Zurückblickend stammt die erste Studie, welche die thermoregulatorische Antwort auf RF-induzierte Gewebeerwärmung untersuchte, von Schaefer et al. (1985). Diese konnten keine relevanten Temperaturerhöhungen oder andere physiologische Konsequenzen feststellen.

Entgegen der Meinung, dass höhere SAR-Werte zu einem Temperaturanstieg führen, zeigten Tomczak et al. (1998) in ihrer Studie, die das Temperaturverhalten bei 125 Patienten (darunter Erwachsene und Kinder) im 1,5T-MRT untersuchte, dass „weder die Rektaltemperaturdifferenzen noch die Hauttemperaturdifferenzen statistisch signifikant von der eingestrahlten Energie abhängig waren“.

Des Weiteren stellten Odegard et al. (2004) im Vergleich zu Kussman et al. (2004) in ihrem Patientenkollektiv von 250 Kindern mit kardialer Grunderkrankung retrospektiv fest, dass eine MRT in Allgemeinanästhesie ohne Bedenken durch interdisziplinäre Zusammenarbeit sicher durchgeführt werden kann. Eine Erwärmung über die Norm hinaus wurde nicht berichtet.

Laut Boss et al. (2007) resultieren die höchsten Temperaturanstiege im Bereich der Körperoberfläche und Peripherie. Geringere Veränderungen sind im Körperzentrum zu finden.

Bryan et al. (2006) ermittelten in ihrem Studienkollektiv einen Anstieg der Ohrtemperatur um 0,5 °C (36,9 °C auf 37,4 °C) im 1,5T-MRT. Dementsprechende Beobachtungen machten Machata et al. (2009) im 3T-MRT (37,0 °C auf 37,5 °C). Sie ermittelten zusätzlich einen tendenziell geringeren tympanalen Temperaturanstieg von 0,2 °C im 1,5T-MRT (37,0 °C auf 37,2 °C). Im eigenen Datensatz konnten diese Tendenzen nicht bestätigt werden. Es zeigten sich keine signifikanten Veränderungen der im Ohr gemessenen Temperatur. Sie wurde vor der Untersuchung mit durchschnittlich $37 \pm 0,4$ °C und danach mit $36,9 \pm 0,4$ °C bestimmt.

Bei genauerer Betrachtung zeigten 46% (23) der Probanden einen Temperaturanstieg mit einem Maximum bei 0,6 °C und 44% (22) einen Abfall der Temperatur um maximal -1,1 °C. Bryan et al. (2006) und Machata et al. (2009) ermittelten in ihren Kollektiven wesentlich mehr Kinder mit Temperaturanstieg. Bei Bryan et al. (2006) stieg nachweislich bei 80% (24) der Patienten (5 Pat. um ≥ 1 °C), bei Machata et al. (2009) bei 92% (35) im 1,5T-MRT (max. um 0,9 °C) und bei 97% (37) im 3T-MRT (max. um 1 °C) die Temperatur an. Im Datensatz von Bryan et al. (2006) zeigten lediglich 6 Kinder (13%) um maximal 0,3 °C, in dem von Machata et al. (2009) keine der Kinder einen Temperaturabfall.

Die tendenziell geringeren Ohrtemperaturen im eigenen Kollektiv sind am wahrscheinlichsten Folge der kühlen Umgebungstemperaturen im MRT-Raum, der Messung mit einem älteren Modell des Ohrthermometers bzw. zufälliges Resultat bei nur geringen Fallzahlen. Außerdem sollte berücksichtigt werden, dass trotz der signifikanten Temperaturanstiege bei Bryan et al. (2006) und Machata et al. (2009) die Körperkerntemperatur physiologischerweise zirkadianen Schwankungen mit einer Variationsbreite von ca. 1 °C unterliegt (Sessler et al. 1991; Sessler 2008; Tomczak et al. 1998). „Folglich können jegliche Temperaturerhöhungen unter diesem Wert als unbedenklich angesehen werden“ (Tomczak et al. 1998). Unterschiede in der Stoffwechselaktivität und regionalen Durchblutung bedingen zusätzlich Temperaturunterschiede innerhalb des Körperkerns, welche mehr als 1 °C erreichen können. Temperaturen <36 °C und >38 °C deuten auf eine Störung der Thermoregulation oder extreme Umgebungsbedingungen hin (Sessler 2008).

Bei der kontinuierlichen Beobachtung der Hauttemperatur während der MRT beim eigenen Patientengut stellte sich ein signifikanter ($p < 0,05$) mittlerer Temperaturanstieg von $36,4 \pm 0,5$ °C auf $36,9 \pm 0,5$ °C dar mit einem Maximum bei 1,3 °C. Dies entspricht tendenziell den Ergebnissen von Boss et al. (2007), die ebenfalls einen Temperaturanstieg auf der Haut in der MRT-Gruppe im Vergleich zur Placebo-Gruppe ohne MRT nachweisen konnten (gesunde Erwachsene). Die Temperaturdifferenz bei Boss et al. (2007) war am größten im Bereich des Beckens. Sie betrug $0,88 \pm 0,13$ °C mittels fiber-optischer Messung und $1,01 \pm 0,15$ °C mittels Infrarotkamera.

Sessler (2000) unterscheidet zwei hauptsächliche Kompartimente - den Kern und die Peripherie. Der Kern, in welchem nahezu konstante Temperaturen herrschen, besteht aus gut durchbluteten Geweben im Rumpf- und Kopfbereich. Das periphere Kompartiment - bestehend aus Armen und Beinen - enthält Gewebe in denen die Temperatur variabel über die Zeit und i.d.R. 2-4 °C niedriger als im Kern ist. Vasodilatation und eine warme Umgebung erniedrigen den Temperaturgradienten zwischen Kern und Peripherie. Umgekehrt führt eine Vasokonstriktion zur Erhöhung des Gradienten (ebd.).

Wie bereits erwähnt resultieren die höchsten Temperaturanstiege infolge einer MRT-Untersuchung im Bereich der Körperoberfläche und der Peripherie (Boss et al. 2007). Trotzdem ist zu berücksichtigen, dass auch die Körperschale Temperaturschwankungen physiologischerweise aufweist und wechselwarm ist. Laut Sessler (2008) betragen die zirkadianen Temperaturschwankungen der Haut ca. 1 °C. Folglich kann davon ausgegangen werden, dass die im eigenen Kollektiv ermittelte signifikante Temperaturerhöhung auf der Haut unbedenklich ist.

Zusammenfassend sollte bei längeren Scanzeiten mit hohen SAR-Sequenzen und unter der Verwendung von Spulen, die einen Großteil des Körpers um-

fassen, immer eine relevante Erwärmung in Betracht gezogen und die Temperatur kontinuierlich kontrolliert werden.

4.3.3 Entwicklung einer Hypothermie

Auch die Entwicklung einer Hypothermie soll ein zentraler Punkt der Diskussion sein, denn sie ist u.a. eine mögliche Ursache für verzögertes Aufwachen, Hypotonie, Bradykardie, Muskelhypotonie und verlängerte Medikamentenwirkung. Sie sollte daher nicht unterschätzt werden, da es keine Möglichkeit gibt, wärmeerzeugende Geräte im MRT-Raum einzusetzen.

Macario und Dexter (2002) untersuchten die wichtigsten Risikofaktoren für intraoperative Hypothermie. Dazu gehören u.a. Neugeborene, Patienten mit bereits initial erniedrigter Körpertemperatur, Probanden vom leptosomen Typ und eine niedrige Umgebungstemperatur im OP.

Die gemessene Temperatur im MRT-Raum betrug im Mittel $22,4 \pm 0,2 \text{ }^{\circ}\text{C}$ und entspricht den Ergebnissen bereits bekannter Studien zum Thema. Die Wärmebilanz ist von der Umgebungstemperatur abhängig (Abb. 4.1).

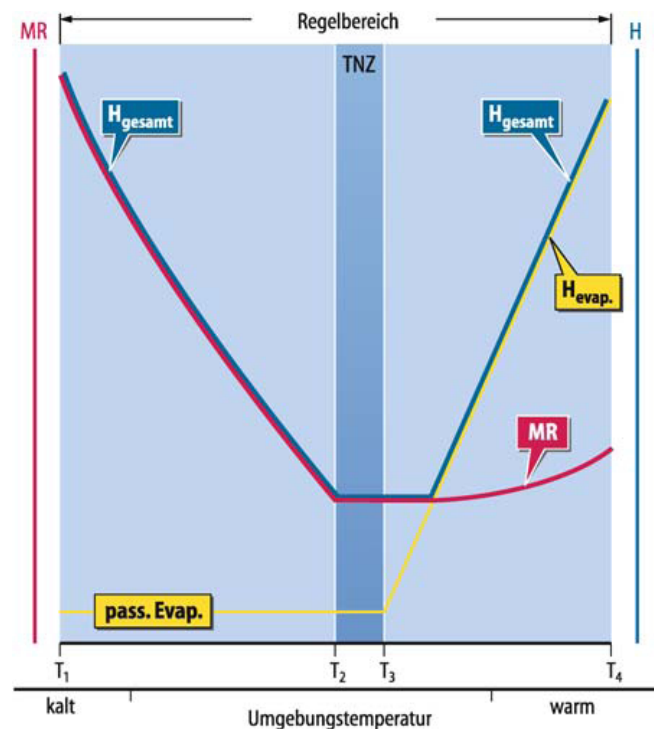


Abb. 4.1: Wärmebilanz in Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur

Quelle: Persson, P.B., 2007, Physiologie des Menschen, 30. neubearbeitete Aufl., Berlin Springer-Verlag

Innerhalb der thermischen Neutralzone (TNZ) von 32-34 °C wird zur Aufrechterhaltung der Körpertemperatur die Hautdurchblutung mittels Vasodilatation und -konstriktion angepasst. Bei niedrigeren Temperaturen (unterhalb von Temperatur T2) muss durch Erhöhung des Muskeltonus und Muskelkontraktionen (Shivering) zusätzlich Wärme produziert werden. Infolgedessen steigt die metabolische Rate (MR, rote Linie). Unterhalb von Temperatur T1 übersteigt der Wärmeverlust die maximal mögliche Wärmebildung und eine Hypothermie stellt sich ein. Temperaturen oberhalb der Thermoneutralzone (oberhalb von Temperatur T3) bewirken eine Wärmeabgabe durch Schweißproduktion (blaue Kurve, H). Unterhalb von Temperatur T3 finden Verdunstungsprozesse statt (Perspiratio insensibilis). Oberhalb von Temperatur T4 sind die Temperaturen so hoch, dass sie die Kompensation über Evaporation übersteigen und eine Hyperthermie resultiert.

Neugeborene und Kleinkinder zeigen aufgrund ihres ungünstigen Oberflächen-Volumen-Verhältnisses einen stärkeren Wärmeverlust als Erwachsene und dementsprechend einen steileren Umsatzanstieg bei niedrigen Umgebungstemperaturen. Dadurch ist die „maximale Thermogenese bereits bei 23 °C Umgebungstemperatur ausgeschöpft“ (Singer 2007). Folglich lassen die ermittelten Temperaturbedingungen im MRT-Raum die Vermutung zu, dass eine Ausschöpfung der Thermoregulation möglicherweise vorliegt und ein Abfall in der Körperkerntemperatur resultiert. Doch zuvor wird durch eine Stimulation von β_3 -adrenergen Rezeptoren in kalter Umgebung vermehrt Noradrenalin freigesetzt, die Thermogeninsynthese induziert und Triglyceride hydrolysiert, was einen hohen Sauerstoffverbrauch zur Folge hat. Die durch gesteigerte Lipolyse entstehenden Ketonkörper können zu einer metabolischen Azidose mit Gerinnungsstörungen und der Verbrauch von Glucose-reserven zu einer Hypoglykämie führen. Diese zusammen mit Temperaturen unter 35,5 °C (Hypothermie) haben bei Säuglingen i.d.R. eine Hypoventilation zur Folge, welche eine Hypoxämie noch verstärkt. Eine pulmonale Vasokonstriktion mit Anstieg des pulmonalarteriellen Druckes und Widerstandes ist denkbar. Ein Absinken der Körpertemperatur führt zudem zu einer Linksverschiebung der Sauerstoffdissoziationskurve und zu einer Verschlechterung der Sauerstoffabgabe ins Gewebe.

Die Beeinflussung der Thermoregulation durch Anästhetika ist besonders wichtig und soll im Folgenden diskutiert werden. Die MRT erfordert ein bewegungsfreies Liegen während der gesamten Untersuchungsdauer. I.d.R. ist eine Sedierung für eine erfolgreiche MRT im Kindesalter erforderlich (Malviya, Voepel-Lewis, Eldevik et al. 2000 b). Kinder vom Neugeborenen- bis ins Schulalter sind aufgrund ihres Alters bzw. der zugrunde liegenden Erkrankung oft nicht ausreichend kooperativ (Kanal et al. 2002).

In der eigenen Studie kamen Midazolam und Propofol zum Einsatz, ähnlich dem Regime von Machata et al. (2009), welche neben den beiden genannten

Sedativa zusätzlich Nalbuphin, ein Opioid, verwendeten. Dieses wirkt sedierend und kann unter Umständen zu Schweißbildung, Kopfschmerzen und Atemdepression führen. Midazolam zeichnet sich durch seine ausgeprägte Anxiolyse, die anterograde Amnesie und die gute Steuerbarkeit bei kurzer Anschlagzeit aus. Nebenwirkungen sind Hypersalivation, selten Ataxie und Erregungszustände. Bryan et al. (2006) sedierten die Kinder mit Chloralhydrat.

Laut v. Paczynski et al. ist „Propofol das derzeit am häufigsten angewendete Medikament“ (2007). Der Einsatz von Propofol zeigt nach Auerswald et al. (2006) wesentliche Vorteile in der postoperativen Phase. So konnten postoperatives Erbrechen und Unruhezustände, wie sie häufig nach Sevoflurannarkosen auftreten, signifikant gesenkt werden. Die Kinder haben ein angenehmes Erwachen und kognitive und psychomotorische Funktionen sind schnell wiederhergestellt (Machata et al. 2008). Zudem ist es sehr gut für MRT-Untersuchungen geeignet. In der Studie von Gutman et al. (2006) war dessen Einsatz stets sicher und erfolgreich bei allen Patienten zwischen 3 Monaten und 8 Jahren. Propofol hat zudem eine kurze HWZ und kann bis zum gewünschten Effekt zuverlässig titriert werden (Hertzog et al. 1999). Es stellt die Gefäße in der Peripherie weit und kann somit zu Blutdruckabfällen und Wärmeverlusten führen. Weiterhin sind Hypoventilation, Apnoe und Bradykardie mögliche Risiken beim Einsatz von Propofol (Gutman et al. 2006), ebenso wie ein Propofolinfusions-Syndrom (Kelly 2001; Vasile et al. 2003). Andere Sedierungsregime zeigten höhere Inzidenzen von Untersuchungsunterbrechungen und Bewegung, so z.B. der Einsatz von Chloralhydrat (4,8%), Pentobarbital (4,9%) und Diazepam (13,1%) (Bluemke und Breiter 2000). Im Vergleich mit Chloralhydrat zeigt Propofol weniger Beeinträchtigungen (Merola et al. 1995) und ermöglicht eine störungsfreie Untersuchung (Barst et al. 1994).

Chloralhydrat wird heute in der Pädiatrie noch vielfach als Sedativum verwendet. Es vereint jedoch viele negative Eigenschaften, weshalb es nicht mehr für die Sedierung im Rahmen diagnostischer und interventioneller Prozeduren verwendet werden soll. So zeigt es einen unzuverlässigen Sedierungseffekt, ein verzögertes Aufwachen und eine Reihe von unerwünschten Beeinträchtigungen (Malviya et al. 2004). Letztere untersuchten Heistein et al. (2006). In einem Kollektiv von 1095 Kindern im Alter von 1 Monat bis 3 Jahren zeigten 10,8% sogenannte „adverse events“, wie z.B. Apnoe (0,3%), Atemwegsobstruktionen (1,4%), Hypoxie (5,9%), Hypotension (0,4%), Erbrechen (0,4%), Hyperkapnie (6,6%) und verzögertes Aufwachen (3,3%). Malviya, Voepel-Lewis, Prochaska et al. (2000 a) und Malviya (2004) beobachteten zusätzlich das Auftreten von Agitationen, gastrointestinalen Problemen, motorischer Imbalance und innerer Unruhe.

Im Weiteren soll erläutert werden, dass Narkotika in die zentrale Thermoregulation eingreifen und die Schwellenwerte gegenregulatorisch wirksamer Mechanismen, v.a. der Vasokonstriktion (Leslie et al. 1994) und des Kältezitterns (Sessler 2000 und 2008), senken (Bissonette und Sessler 1992).

Wird die Vasokonstriktion durch Anästhetika aufgehoben, kann es zu einer sogenannten Umverteilungshypothermie kommen (Sessler 2000). Es erfolgt eine Vasodilatation und eine daraus resultierende Umverteilung des zentral erwärmten Blutes vom Kern in die Peripherie, welche die Körperkerntemperatur in den ersten 30 min nach der Einleitung um 0,5-1,5 °C senken kann (Holdcroft et al. 1979; Sessler 2000 und 2008). Bei adipösen Patienten ist der Umverteilungsprozess beträchtlich geringer ausgeprägt als bei normalgewichtigen und dünnen Patienten. Auch Kinder zeigen eine geringere Umverteilung, da ihre Extremitäten im Vergleich zum Rumpf sehr klein sind (Sessler 2000). Hingegen ist der Wärmeverlust über den Kopf anteilmäßig größer, weil Schädel und Kopfhaut sehr dünn sind (ebd.).

Anästhetika unterdrücken des Weiteren das Kältezittern bei älteren Kindern während der Narkose und blockieren die sympathisch gesteuerte Stoffwechselsteigerung, welche bei homöothermen Organismen einem Temperaturabfall entgegen wirkt. Abbildung 4.2 zeigt den Einfluss der Medikamente auf die Wärmebildung bei Abkühlung (Abb. 4.2).

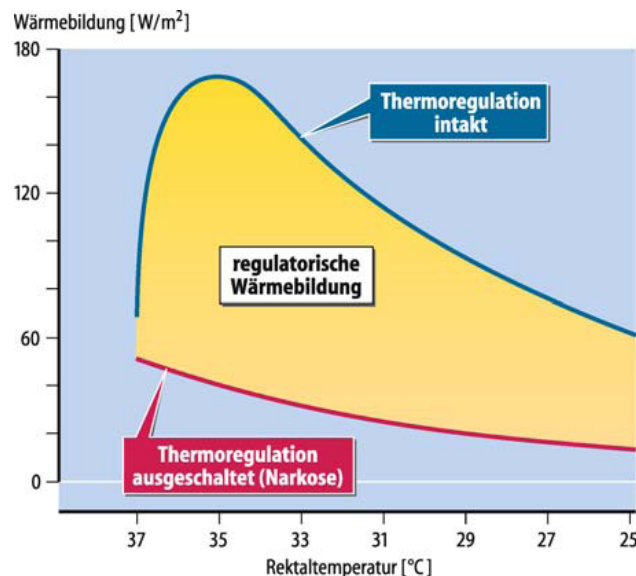


Abb. 4.2: Wärmebildung bei Abkühlung

Quelle: Persson, P.B., 2007, Physiologie des Menschen, 30. neubearbeitete Aufl., Berlin Springer-Verlag

Nach der RGT-Regel (Reaktions-Geschwindigkeits-Temperatur-Regel = Van't-Hoff-Regel) wird bei einer Temperaturerhöhung um 10 °C die chemische Reaktion um das Doppelte beschleunigt. Das bedeutet, umgekehrt sinken die Reaktionsgeschwindigkeiten um das Zwei- bis Dreifache, wenn die Körpertemperatur um 10 °C abnimmt. Bei leichter Narkose (blaue Kurve) steigt infolge einer intakten Thermoregulation die Stoffwechselrate zunächst bis zu einem Maximum an. Anschließend fällt sie gemäß der RGT-Regel bei weiterer sinkender Körpertemperatur ab. Bei tiefer Narkose (rote Kurve) und gestörter Wärmeregulation folgt der Verlauf der Stoffwechselrate von Beginn an der RGT-Regel. Durch die Senkung der Körpertemperatur sinkt also die Reaktionsgeschwindigkeit der im Körper ablaufenden chemischen Reaktionen. Die gegenregulatorischen Prozesse sind bis zu einer Körperkerntemperatur von 34 °C stark aktiviert. Unterhalb dieser Temperatur werden sie zunehmend gehemmt.

Das Funktionieren aller menschlichen Lebensvorgänge ist auf die Aufrechterhaltung einer Körperkerntemperatur von 37 °C angewiesen. Schon geringe Abweichungen bedeuten Lebensgefahr. Die Thermoregulation ist daher ein bedeutsamer lebenserhaltender Vorgang.

4.3.4 Vergleich tympanal und axillär gemessener Temperaturen

Die tympanale Messung ist lediglich außerhalb des MRT durchführbar und erfolgte in der Studie unmittelbar vor und nach der Untersuchung. Sie ist bei richtiger Anwendung ein gutes Korrelat der Körperkerntemperatur. Als neue Temperaturmessmethode im MRT konnte mittels *Fiber TEMPTM Reusable Fiber-optic Surface Temperature Sensor* die Hauttemperatur in der Axilla kontinuierlich bestimmt werden. Im Folgenden soll überprüft werden, ob der Temperaturverlauf auch durch die Messung der axillären Hauttemperatur während der Untersuchung zuverlässig dargestellt werden kann.

Zu Beginn gemessene Temperaturen im Ohr waren mit $37,0 \pm 0,4$ °C höher als auf der Haut mit $36,4 \pm 0,5$ °C. Dies ist wahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass einerseits der Sensor Zeit benötigt, um sich an die Umgebung anzupassen und andererseits die Kinder zu diesem Zeitpunkt noch keiner Erwärmung durch Spulen ausgesetzt waren.

Im Verlauf zeigte sich ein Anstieg der Hauttemperatur von $36,4 \pm 0,5$ °C auf $36,9 \pm 0,5$ °C. Dieser lässt sich vermutlich erklären durch ein Zusammenwirken von Erwärmung der Körperoberfläche durch Spulen, Wärmeabgabe über die bei Kindern verhältnismäßig größere Körperoberfläche und durch Anästhetika bedingte Umverteilungsphänomene. Letztere bewirken durch eine Aufhebung der Vasokonstriktion eine Vasodilatation mit Umverteilung des zentral erwärmten Blutes vom Kern in die Peripherie.

Die Ohrtemperatur zeigte nach der Untersuchung mit $36,9 \pm 0,4$ °C nahezu keine Veränderung im Vergleich zum Anfang. Zum einen sind die im Körper stattfindenden Thermoregulationsprozesse sehr komplex, zum anderen war die Untersuchungszeit mit großer Wahrscheinlichkeit zu kurz, um wesentliche Veränderungen der Körperkerntemperatur hervorzurufen.

Schlussfolgernd waren am Ende der Untersuchung Ohr- und Hauttemperatur mit im Mittel $36,9$ °C identisch. Demzufolge stellt die Hauttemperatur im Verlauf einen guten Vergleich zur Ohrtemperatur dar und lässt eine zuverlässige Abschätzung der Temperaturverhältnisse im Körper zu. Die bestimmten Temperaturen unterlagen zudem nur geringen Schwankungen, sodass i.d.R. keine klinisch relevanten Temperaturveränderungen im MRT zu erwarten sind.

4.3.5 Zusammenhänge zwischen Temperaturveränderung und möglichen Kofaktoren

Die Scandauer war durchschnittlich $18,3 \pm 7,3$ min lang, maximal 36,5 min. Die mittlere Gesamtdauer im MRT-Raum betrug $34,4 \pm 12,2$ min, wobei die längste Untersuchung 65,3 min (Schädel und WS) dauerte. Um zu überprüfen, ob eine Abhängigkeit zwischen der Ohr- bzw. Hauttemperaturdifferenz und der Scandauer besteht, wurde jeweils eine lineare Regression durchgeführt. Da der p-Wert 0,179 bzw. 0,552 ($p > 0,05$) betrug, konnte kein signifikanter Zusammenhang festgestellt werden. Bryan et al. (2006) kamen zu denselben Ergebnissen. Zusätzlich stellten dieselben fest, dass Patienten mit einer niedrigeren prescan-Temperatur einen signifikant stärkeren Temperaturanstieg aufweisen, als Patienten mit normalen Ausgangstemperaturen und demzufolge die prescan-Temperatur zu 46% die Variabilität der Temperaturveränderung erklärt.

Bezüglich der Untersuchungsregion konnten in der vorliegenden Studie 36 Kinder am Schädel, 5 Kinder an Schädel und WS und 9 Kinder am Thorax, Abdomen und/oder Becken untersucht werden. Aufgrund der geringen Fallzahlen lassen sich nur bedingt Aussagen über den Zusammenhang zwischen Untersuchungsregion und Temperaturveränderung machen. Bei genauerer Betrachtung zeigten sich keine Unterschiede in den Temperaturdifferenzen im Vergleich der unterschiedlichen Gruppen.

4.4 Schlussfolgerungen

Sedierter Kinder sind sehr empfindlich in ihrer Thermoregulation, sodass kleinste Veränderungen im Gleichgewicht zwischen Wärmeverlust und RF-Absorption sowohl in einem Temperaturabfall als auch -anstieg resultieren können. Veränderungen innerhalb kürzester Zeit erfordern ein genaues Temperaturmonitoring.

Bei kontinuierlicher Temperaturmessung auf der Haut im 3T-MRT zeigt sich in der vorliegenden Studie ein mit der Literatur vergleichbarer Temperaturanstieg von 0,5 °C auch bei unterschiedlichen Untersuchungszeiten und -regionen. Die nachgewiesene Erwärmung ist bei gesunden Kindern nur von geringer klinischer Relevanz.

Bei Patienten mit Fieber, kritisch kranken oder gesundheitlich gefährdeten Kindern ist spezielles Equipment für das Temperaturmonitoring im MRT-Raum notwendig. Ist bei bestimmten Indikationen eine kontinuierliche Temperaturüberwachung nötig, liefert ein faseroptischer Temperatursensor korrekte Daten.

Es sind bei einer 3-T-MRT weder eine verstärkte Wärmezufuhr noch eine Kühlung notwendig, um Säuglinge und Kleinkinder normotherm zu halten.

Kapitel 5

Zusammenfassung

Die MRT ist ein Schnittbildverfahren mit hohem Weichteilkontrast und ohne Strahlenbelastung. Deshalb wird sie zunehmend als diagnostische Untersuchung im Säuglings- und Kleinkindesalter angewandt. Mit der Entwicklung von Magnet-Resonanz-Tomographen mit größeren Feldstärken konnten durch die Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses Vorteile in der räumlichen Auflösung und Bildgebungsgeschwindigkeit erzielt werden. Bei einer MRT in Sedierung steht der potentielle Wärmeverlust einem Temperaturanstieg durch die Absorption von Energie aus dem Hochfrequenzfeld der Sendespule gegenüber. Bei Schädel-MRT-Untersuchungen in bereits vorliegenden Studien (1,5T und 3T) konnte mittels Ohrtemperaturmessung vor und nach der MRT ein geringer Anstieg der Temperatur von 0,5 °C bei Säuglingen und Kleinkindern gemessen werden. Im Rahmen der vorliegenden Studie sollten folgende Fragestellungen beantwortet werden: Findet bei 3T-MRT-Untersuchungen unterschiedlicher Körperregionen und Dauer in Sedierung mit Propofol bei Säuglingen und Kleinkindern eine Zu- oder Abnahme der Körpertemperatur statt? Ist die kontinuierliche Temperaturüberwachung auf der Haut eine verlässliche Messmethode, um Temperaturveränderungen im 3T-MRT festzustellen?

Nach Genehmigung durch die lokale Ethikkommission und schriftlicher Einwilligung durch die Eltern wurden von Oktober 2008 bis März 2009 50 Kinder (25 Mädchen, 25 Jungen) im Alter bis zu 6 Jahren in die Observationsstudie eingeschlossen und eine 3T-MRT-Untersuchung in Propofol-Sedierung durchgeführt (ASA I-II). Alle Kinder waren leicht bekleidet und mit einem dünnen Tuch zugedeckt. Die Temperaturüberwachung erfolgte kontinuierlich axillär mit einem *Fiber TEMPTM Reusable Fiber-optic Surface Temperature Sensor* (Invivo, Orlando/Florida, USA). Dieser zeichnet sich durch seine Unempfindlichkeit gegenüber starken elektromagnetischen Feldern aus, ist sehr

leicht, ohne metallische Teile und aufgrund seiner biologischen Verträglichkeit hervorragend bei Kindern sowie im neonatalen Bereich anwendbar. Zur Kontrolle wurde die Ohrtemperatur vor und nach der MRT-Untersuchung mit einem Infrarotthermometer *First Temp Genius* (Covidien Deutschland GmbH) gemessen. Im Anschluss an die Untersuchung erfolgte die Dokumentation vegetativer Reaktionen.

72% des Kollektives erhielten eine MRT des Schädels, 10% des Schädels und der Wirbelsäule und 18% des Thorax, Abdomens und/oder Beckens. Bei den zugrunde liegenden Erkrankungen der Kinder stellten Krampfleiden (20%) und Tumorerkrankungen (20%) die häufigsten Indikationen zur MRT dar. Die gemessene Temperatur im MRT-Raum betrug im Mittel $22,4 \pm 0,2$ °C. Die Scandauer war durchschnittlich $18,3 \pm 7,3$ min lang, maximal 36,5 min. Die mittlere Gesamtdauer im MRT-Raum betrug $34,4 \pm 12,2$ min, wobei die längste Untersuchung 65,3 min (Schädel + WS) dauerte. Es zeigte sich ein signifikanter ($p < 0,05$) mittlerer Temperaturanstieg auf der Haut von $36,4 \pm 0,5$ °C auf $36,9 \pm 0,5$ °C. Der maximale Temperaturanstieg lag bei 1,3 °C, einer Scandauer von 29,6 min und einer Gesamtdauer im MRT von 47,5 min. Bei 4 Kindern kam es zu einem Temperaturabfall um 0,07-0,58 °C. Die Ohrtemperatur wurde vor der Untersuchung mit durchschnittlich $37 \pm 0,4$ °C und danach mit $36,9 \pm 0,4$ °C bestimmt und zeigte keine signifikanten Veränderungen. Herzfrequenz und Sauerstoffsättigung waren im Normbereich. 10 Kinder zeigten unabhängig von der Untersuchungsdauer und der Temperaturveränderung vegetative Reaktionen wie Gesichtsrötung, Schweißbildung im Nacken und auf der Haut sowie feuchte Haare.

Zusammenfassend gehört ein Temperaturmonitoring in der Anästhesie zum Standard. Bisher gab es keine Möglichkeit dies im MRT zu verwirklichen. Mit der Ära der faseroptischen Temperatursensoren ist eine kontinuierliche Messung auch während der Untersuchung, wie es in der vorliegenden Studie der Fall war, gut realisierbar. So zeigte sich bei den Messungen auf der Haut ein mit der Literatur vergleichbarer Temperaturanstieg von 0,5 °C auch bei unterschiedlichen Untersuchungszeiten und -regionen. Die nachgewiesene Erwärmung ist bei gesunden Kindern nur von geringer klinischer Relevanz. Es sind bei einer 3T-MRT-Untersuchung weder eine verstärkte Wärmezufuhr noch eine Kühlung notwendig, um Säuglinge und Kleinkinder normotherm zu halten. Ist bei speziellen Indikationen eine kontinuierliche Temperaturüberwachung notwendig, liefert ein faseroptischer Temperatursensor korrekte Daten.

Literaturverzeichnis

Adair, E.R. und Black, D.R. (2003):

Thermoregulatory responses to RF energy absorption

In: Bioelectromagnetics Suppl 6: 17-38

Auerswald, K., Behrends, K., Burkhardt, U. und Olthoff, D. (2006):

Propofoleinsatz für Hals-Nasen-Ohren-Eingriffe im Kindesalter

In: Anaesthesist 55 (8): 846-853

Barst, S.M., Merola, C.M., Markowitz, A.E., Albarracin, C., Lebowitz, P.W. und Bienkowski, R.S. (1994):

A comparison of propofol and chloral hydrate for sedation of young children during magnetic resonance imaging scans

In: Paediatr Anaesth 4 (4): 243-247

Baudendistel, K.T., Heverhagen, J.T. und Knopp, M.V. (2004):

Klinische MRT bei 3 Tesla: Aktueller Stand

In: Radiologie 44 (1): 11-18

Bissonnette, B. und Sessler, D.I. (1992):

Thermoregulatory thresholds for vasoconstriction in pediatric patients anesthetized with halothane or halothane and caudal bupivacaine

In: Anesthesiology 76 (3): 387-392

Bluemke, D.A. und Breiter, S.N. (2000):

Sedation procedures in MR imaging: safety, effectiveness, and nursing effect on examinations

In: Radiology 216 (3): 645-652

Boss, A., Graf, H., Berger, A., Lauer, U.A., Wojtczyk, H., Claussen, C.D. und Schick, F. (2007):

Tissue warming and regulatory responses induced by radio frequency energy deposition on a whole-body 3-Tesla magnetic resonance imager

In: J Magn Reson Imaging 26 (5): 1334-1339

Bryan, Y.F., Templeton, T.W., Nick, T.G., Szafran, M. und Tung, A. (2006):

Brain magnetic resonance imaging increases core body temperature in sedated children

In: Anesth Analg 102 (6): 1674-1679

Buggy, D.J. und Crossley, A.W.A. (2000):

Thermoregulation, mild perioperative hypothermia and postanaesthetic shivering

In: Br J Anaesth 84 (5): 615-628

Childs, C., Harrison, R. und Hodgkinson, C. (1999):

Tympanic membrane temperature as a measure of core temperature

In: Arch Dis Child 80 (3): 262-266

Craig, J.V., Lancaster, G.A., Williamson, P.R. und Smyth, R.L. (2000):

Temperature measured at the axilla compared with rectum in children and young people: systematic review

In: BMJ 320 (7243): 1174-1178

DGAI - Deutsche Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin und BDA - Berufsverband Deutscher Anästhesisten (2004) Stellungnahme:

Präoperatives Nüchternheitsgebot bei elektiven Eingriffen

In: Anaesthesiol Intensivmed 45: 722

El-Radhi, A.S. und Barry, W. (2006):

Thermometry in paediatric practice

In: Arch Dis Child 91 (4): 351-356

Greenes, D.S. und Fleisher, G.R. (2004):

When body temperature changes, does rectal temperature lag?

In: J Pediatr 144 (6): 824-826

Gutmann, A., Pessenbacher, K., Gschanes, A., Eggenreich, U., Wargenau, M. und Toller, W. (2006):

Propofol anesthesia in spontaneously breathing children undergoing magnetic resonance imaging: comparison of two propofol emulsions

In: Paediatr Anaesth 16 (3): 266-274

Heistein, L.C., Ramaciotti, C., Scott, W.A., Coursey, M., Sheeran, P.W. und Lemler, M.S. (2006):

Chloral hydrate sedation for pediatric echocardiography: physiologic responses, adverse events, and risk factors

In: Pediatrics 117 (3): e434-e441

Hertzog, J.H., Campbell, J.K., Dalton, H.J. und Hauser, G.J. (1999):
Propofol anesthesia for invasive procedures in ambulatory and hospitalized children: experience in the pediatric intensive care unit
In: Pediatrics 103 (3): E30

Holdcroft, A., Hall, G.M. und Cooper, G.M. (1979):
Redistribution of body heat during anaesthesia. A comparison of halothane, fentanyl and epidural anaesthesia
In: Anaesthesia 34 (8): 758-764

IEC - International Electrotechnical Commission (2002):
Medical Electrical Equipment. Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis
In: International Standard IEC 60601-2-33, Geneva: IEC

Kanal, E. (1992):
An overview of electromagnetic safety considerations associated with magnetic resonance imaging
In: Ann NY Acad Sci 649: 204-224

Kanal, E., Borgstede, J.P., Barkovich, A.J., Bell, C., Bradley, W.G., Felmlee, J.P., Froelich, J.W., Kaminski, E.M., Keeler, E.K., Lester, J.W., Scoumis, E.A., Zaremba, L.A. und Zinninger, M.D. (2002):
American College of Radiology White Paper on MR Safety
In: AJR J Roentgenol 178 (6): 1335-1347

Kelly, D.F. (2001):
Propofol-infusion syndrome
In: J Neurosurg 95 (6): 925-926

Kocoglu, H., Goksu, S., Isik, M., Akturk, Z. und Bayazit, Y.A. (2002):
Infrared tympanic thermometer can accurately measure the body temperature in children in an emergency room setting
In: Int J Pediatr Otorhinolaryngol 65 (1): 39-43

Kussman, B.D., Mulkern, R.V. und Holzman, R.S. (2004):
Iatrogenic hyperthermia during cardiac magnetic resonance imaging
In: Anesth Analg 99 (4): 1053-1055

Leben, J., Tryba, M., Kurz-Müller, K. und Schregel, W. (1998):
Prävention intraoperativer Hypothermie bei Kindern
In: Anaesthesist 47 (6): 475-478

Lee, J.R. (1982):

Routine use of hyoscine N butylbromide (Buscopan) in double contrast barium enema examinations

In: Clin Radiol 33 (3): 273-276

Leslie, K., Sessler, D.I., Bjorksten, A.R., Ozaki, M., Matsukawa, T., Schroeder, M. und Lin, S. (1994):

Propofol causes a dose-dependent decrease in the thermoregulatory threshold for vasoconstriction but has little effect on sweating

In: Anesthesiology 81 (2): 353-360

Macario, A. und Dexter, F. (2002):

What are the most important risk factors for a patient's developing intraoperative hypothermia?

In: Anesth Analg 94 (1): 215-220

Machata, A.-M., Willschke, H., Kabon, B., Kettner, S.C. und Marhofer, P. (2008):

Propofol-based sedation regimen for infants and children undergoing ambulatory magnetic resonance imaging

In: Br J Anaesth 101 (2): 239-243

Machata, A.-M., Willschke, H., Kabon, B., Prayer, D. und Marhofer, P. (2009):

Effect of brain magnetic resonance imaging on body core temperature in sedated infants and children

In: Br J Anaesth 102 (3): 385-389

Malviya, S., Voepel-Lewis, T., Prochaska, G. und Tait, A.R. (2000 a):

Prolonged recovery and delayed side effects of sedation for diagnostic imaging studies in children

In: Pediatrics 105 (3): E42

Malviya, S., Voepel-Lewis, T., Eldevik, O.P., Rockwell, D.T., Wong, J.H. und Tait, A.R. (2000 b):

Sedation and general anaesthesia in children undergoing MRI and CT: adverse events and outcomes

In: Br J Anaesth 84 (6): 743-748

Malviya, S., Voepel-Lewis, T., Tait, A.R., Reynolds, P.I., Gujar, S.K., Gebarski, S.S. und Eldevik, O.P. (2004):

Pentobarbital vs chloral hydrate for sedation of children undergoing MRI: efficacy and recovery characteristics

In: Paediatr Anaesth 14 (7): 589-595

- Maxton, F.J.C., Justin, L. und Gillies, D.** (2004):
Estimating core temperature in infants and children after cardiac surgery: a comparison of six methods
In: J Adv Nurs 45 (2): 214-222
- Mayfield, S.R., Bhatia, J., Nakamura, K.T., Rios, G.R. und Bell, E.F.** (1984):
Temperature measurement in term and preterm neonates
In: J Pediatr 104 (2): 271-275
- Merola, C., Albarracin, C., Lebowitz, P., Bienkowski, R.S. und Barst, S.M.** (1995):
An audit of adverse events in children sedated with chloral hydrate or propofol during imaging studies
In: Paediatr Anaesth 5 (6): 375-378
- Milewski, A., Ferguson, K.L. und Terndrup, T.E.** (1991):
Comparison of pulmonary artery, rectal, and tympanic membrane temperatures in adult intensive care unit patients
In: Clin Pediatr (Phila) 30 (4 Suppl): 13-16; discussion 34-35
- Muma, B.K., Treloar, D.J., Wurmlinger, K., Peterson, E. und Vitae, A.** (1991):
Comparison of rectal, axillary, and tympanic membrane temperatures in infants and young children
In: Ann Emerg Med 20 (1): 41-44
- Nimah, M.M., Bshesh, K., Callahan, J.D. und Jacobs, B.R.** (2006):
Infrared tympanic thermometry in comparison with other temperature measurement techniques in febrile children
In: Pediatr Crit Care Med 7 (1): 48-55
- Odegard, K.C., DiNardo, J.A., Tsai-Goodman, B., Powell, A.J., Geva, T. und Laussen, P.C.** (2004):
Anaesthesia considerations for cardiac MRI in infants and small children
In: Paediatr Anaesth 14 (6): 471-476
- Pershad, J., Wan, J. und Anghelescu, D.L.** (2007):
Comparison of propofol with pentobarbital/midazolam/fentanyl sedation for magnetic resonance imaging of the brain in children
In: Pediatrics 120 (3): e629-636

Persson, P.B. (2007):

Physiologie des Menschen, 30. neubearbeitete Aufl.,
Berlin: Springer-Verlag

Quirk, M.E., Letendre, A.J., Ciottone, R.A. und Lingley, J.F. (1989):

Anxiety in patients undergoing MR imaging
In: Radiology 170 (2): 463-466

**Romano, M.J., Fortenberry, J.D., Autrey, E., Harris, S., Heyroth, T.,
Parmeter, P. und Stein, F.** (1993):

Infrared tympanic thermometry in the pediatric intensive care unit
In: Crit Care Med 21 (8): 1181-1185

**Saupe, N., Prussmann, K.P., Luechinger, R., Bösiger, P., Marincek, B.
und Weishaupt, D.** (2005):

MR imaging of the wrist: comparison between 1.5- and 3-T MR imaging—preliminary
In: Radiology 234 (1): 256-264

Schaefer, D.J., Barber, B.J., Gordon, C.J., Zielonka, J. und Hecker, J.
(1985):

Thermal effects of magnetic resonance imaging
*In: Book of abstracts, Society for magnetic resonance in medicine Volume 2. Ber-
keley, CA: Society for magnetic resonance in medicine p 925*

Schenck, J.F. (1992):

Health and physiological effects of human exposure to whole-body four-Tesla ma-
gnetic fields during MRI.
In: Ann NY Acad Sci 649: 285-287

**Schmitt, F., Grosu, D., Mohr, C., Purdy, D., Salem, K., Scott, K.T. und
Stoeckel B.** (2004):

3 Tesla-MRT: Der Erfolg höherer Feldstärken
In: Radiologie 44 (1): 31-47

Sessler, D.I., Lee, K.A. und McGuire, J. (1991):

Isoflurane anesthesia and circadian temperature cycles in humans
In: Anesthesiology 75 (6): 985-989

Sessler, D.I. (2000):

Perioperative heat balance
In: Anesthesiology 92 (2): 578-596

Sessler, D.I. (2008):

Temperature monitoring and perioperative thermoregulation

In: Anesthesiology 109 (2): 318-338

Shellock, F.G. (2000):

Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review

In: J Magn Reson Imaging 12 (1): 30-36

Shellock, F.G. und Crues J.V. (2004):

MR procedures: biologic effects, safety, and patient care

In: Radiology 232 (3): 635-652

Singer, D. (2007):

Warum 37°C? Evolutionäre Grundlagen der Thermoregulation

In: Anaesthesist 56 (9): 899-906

Steward, D.J. (1975):

A simplified scoring system for the post-operative recovery room

In: Can Anaesth Soc J 22 (1): 111-113

Tomczak, R., Staneczak, O., Wunderlich, A., Wang, Y., Blasche, M., Rilinger, N., Rieber, A. und Brambs, H. J. (1998):

Temperaturbelastung von Patienten bei Routine-Kernspin-Untersuchungen

In: Rofo 169 (6): 639-644

Tytgat, G.N. (2007):

Hyoscine butylbromide: a review of its use in the treatment of abdominal cramping and pain

In: Drugs 67 (9): 1343-1357

v. Paczynski, S., Braun, K.P., Müller-Forell, W. und Werner, C. (2007):

Fallgruben in der Magnetresonanztomographie: Was sollte der Anästhesist wissen?

In: Anaesthesist 56 (8): 797-804

Vasile, B., Rasulo, F., Candiani, A. und Latronico, N. (2003):

The pathophysiology of propofol infusion syndrome: a simple name for a complex syndrome

In: Intensive Care Med 29 (9): 1417-1425

Webb, G.E. (1973):

Comparison of oesophageal and tympanic membrane monitoring during cardiopulmonary bypass

In: Analg Anesth 52: 729-733

Zimmer-Brossy, M. (2008):

Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik, 6. neubearbeitete Aufl.,
Berlin: Springer-Verlag

Quellen der Abbildungen

Deetjen, P., Speckmann, E.J. und Hescheler, J. (2005):
Physiologie, 4. Aufl.,
München: Elsevier, Urban & Fischer Verlag

Kasap, S.O. (1999):
Optoelectronics, Prentice Hall

Magnetom Trio a Tim System von Siemens:
Gebrauchsanweisung

Pinet, E. und Maier, J. (2007):
Faseroptische Fabry-Pérot-Sensoren, Ausg. 1,
SENSORS

Persson, P.B. (2007):
Physiologie des Menschen, 30. neubearbeitete Aufl.,
Berlin: Springer-Verlag

tyco Healthcare:
Informationsbroschüre

<http://www.invivocorp.com>:
Fiber TEMPTM Broschüre

<http://www.electronicnet.de>:
Dr. F. Krug, 2007
Faseroptische Messtechnik eröffnet neue Horizonte

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand an der Klinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie in Zusammenarbeit mit dem Funktionsbereich MRT 2 der kinderradiologischen Abteilung des Universitätsklinikums Leipzig unter der Leitung von Prof. Dr. Claudia Philippi-Höhne.

An dieser Stelle möchte ich allen Mitwirkenden, die am Entstehungsprozess dieser Arbeit beteiligt waren, für die angenehme Zusammenarbeit und die mir erwiesene Unterstützung herzlich danken.

Mein außerordentlicher Dank gilt meiner Betreuerin Prof. Dr. Claudia Philippi-Höhne für die Überlassung des Promotionsthemas, die sehr gute Betreuung, Ansprechbarkeit und Diskussionsbereitschaft sowie jegliche hilfreiche Unterstützung.

Besonderer Dank gilt auch Prof. Dr. W. Hirsch und dem gesamten Team des MRT 2 für die hervorragenden Arbeitsbedingungen.

Vielen Dank an Dr. Maciej Rosolowski vom Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Epidemiologie für die Kooperationsbereitschaft bezüglich statistischer Fragestellungen und an Ronny Paulick von der Saegeling Medizintechnik für die Beantwortung meiner Fragen im Rahmen der verwendeten Temperaturmesssonde.

Bei Frau Jana Dönicke bedanke ich mich herzlich für die engagierte Unterstützung in organisatorischen Sachen.

Des Weiteren danke ich meiner Familie, die immer an mich geglaubt und mir den Rücken gestärkt hat.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

Glesien, den 14. Februar 2011

Lebenslauf

PERSÖNLICHE DATEN

Name: Nicole Bonhorst
Geburtsdatum: 28.06.1986
Geburtsort: Schkeuditz

Nationalität: deutsch
Familienstand: ledig

Eltern: Reinhard Bonhorst, Dipl.-Ing./Softwareentwickler
Isolde Bonhorst, Lehrerin

SCHULISCHER WERDEGANG

1992-1996 Grundschule Glesien
1996-1998 Oskar-Reime-Gymnasium Rackwitz
1998-2004 Ehrenberg-Gymnasium Delitzsch
2004: Allgemeine Hochschulreife (Note: 1,0)

UNIVERSITÄRER WERDEGANG

2004-2010 Studium der Humanmedizin in Leipzig
2006: Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung (Note: 2,0)
2010: Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung (Note: 2,5)

PFLEGEPRAKTIKA

09/2004	Gynäkologie	in der Helios-Klinik in Schkeuditz
02/2005	Chirurgie	in der Helios-Klinik in Schkeuditz
02/2006	Traumatologie	im Bundeswehrkrankenhaus in Leipzig

FAMULATUREN

02/2007	Allgemeinarztpraxis	in Lauenau
08/2007	Pädiatrie	im Klinikum St. Georg in Leipzig
02/2008	Kardiologie	im Herzzentrum in Leipzig
09/2008	Notfallambulanz	im Regionalspital in Scarborough (Trinidad/Tobago)

PRAKTISCHES JAHR

08/09-12/09	Anästhesie	im Herzzentrum in Leipzig
12/09-04/10	Chirurgie	im Regionalspital Emmental Burgdorf
04/10-05/10	Rheumatologie	an der Universitätsklinik Leipzig
05/10-07/10	Kardiologie	im Herzzentrum in Leipzig

PROMOTION

seit 02/2008	Doktorandin an der Klinik u. Poliklinik für Anästhesiologie u. Intensivtherapie des Universitätsklinikums Leipzig
	Anfertigung einer wissenschaftlichen Arbeit zum Thema: „Temperaturveränderungen bei Säuglingen und Kleinkindern während einer 3-T-MRT-Untersuchung in Sedierung“ unter Anleitung von Prof. Dr. Claudia Philippi-Höhne
09/2009	Präsentation der Dissertationsarbeit auf dem Hauptstadtkongress der DGAI in Berlin

BERUFLICHE TÄTIGKEIT

ab 03/2011	Assistenzärztin für Innere Medizin an der Rems-Murr-Klinik in Waiblingen
------------	---